

【特許請求の範囲】

【請求項1】 被測定物体の表面をプローブを用いてスキヤニングしながら当該被測定物体を探針して内部構造や表面構造に関するボクセル・データを生成する3次元画像取得過程と、当該3次元画像取得過程に続いて、当該ボクセル・データの各々に対してファジィ推論処理及びデファジィ工程処理を実行して腫瘍と推論されるボクセル・データを選び出して腫瘍領域の最終決定を行う腫瘍抽出処理過程と、当該腫瘍抽出処理過程に続いて、当該腫瘍と推論されるボクセル・データに基づいて腫瘍表面形状の凹凸の度合いを判定する悪性腫瘍自動識別過程とを備え、

前記3次元画像取得過程は、

被測定物体の表面をプローブを用いてスキヤニングしながら当該被測定物体を探針して内部構造や表面構造に関する探針データを生成するプローブ工程と、

前記プローブに取り付けられた状態で、スキヤニング中の当該プローブの空間的な位置及び/または姿勢を測定して当該プローブの座標データを前記被測定物体の探針動作に同期させて生成する3次元位置センサ工程と、前記探針データの収集を行う際に、当該探針データの収集と同期して前記プローブ座標データを収集するトラッキング工程と、

前記探針データ及び当該探針データと同期した前記プローブ座標データを用いて、3次元画像データを生成する3次元座標変換工程と、

3次元画像データに線形画像補間を行って、等方的なボクセル・データに変換すると共に、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもって当該ボクセルのボクセル・データとする3次元ボクセル・データ発生工程とを有し、

前記腫瘍抽出処理過程は、

前記ボクセル・データの各々に対して、超音波画像上における腫瘍の領域と周囲正常組織及び両者の境界に関する所定の統計量の分布をファジィ推論に利用するメンバシップ関数の[0, 1]区分の確率分布として表現する特徴量演算工程と、

当該メンバシップ関数を備えたファジィ推論過程に基づいて当該統計量の分布をまとめることにより腫瘍の領域を自動抽出する工程を含むメンバシップ関数自動生成工程と、

当該生成されたメンバシップ関数及びファジィ・ルールを含んで構成される前記ファジィ推論過程に基づいて、各ボクセルを、所定数のタイプの領域にクラス分けするファジィ推論工程と、

他種法に基づいた非ファジィ化過程を各ボクセルに対して行う工程と、前工程に続いて、各ボクセルを、“腫瘍”、“正常組織”または“境界”のいずれかに分類して腫瘍領域の最終決定を行う工程とを含むデファジィ工程とを有し、

前記悪性腫瘍自動識別過程は、

腫瘍表面形状の凹凸の度合いを測る指標として腫瘍の表面積(S)、体積(V)を利用した腫瘍形状判定パラメータ(γ)を計算する腫瘍凹凸不定定量化工程と、当該計算した腫瘍形状判定パラメータ(γ)が所定の閾値未満である場合に当該腫瘍の表面が滑らかであると判定し、当該閾値以上である場合に当該腫瘍の表面が凹凸の性状を呈していることと判定する形状判定工程と、

当該表面が滑らかであると判定した腫瘍を良性腫瘍と診断し、当該表面が凹凸の性状を呈していることと判定した腫瘍を悪性腫瘍と診断する腫瘍診断工程とを有し、前記腫瘍形状判定パラメータは、

$$\gamma = (S^2/V^2) / \kappa, \quad \kappa = \text{定数}$$

で定義されていることを特徴とする腫瘍診断方法。

【請求項2】 前記探針工程が、超音波プローブからの超音波を用いて乳腺の表面をスキヤニングしながら当該乳腺からの超音波エコーに基づく探針を行って取得された内部構造や表面構造に関する超音波断面画像データを生成する探針工程であり、

前記3次元位置検知工程が、前記超音波プローブに取り付けられた状態で、乳腺の表面をスキヤニング中の当該超音波プローブの空間的な位置及び/または姿勢を測定して当該超音波プローブ座標データを前記乳腺の探針動作に同期させて生成し、

前記トラッキング工程が、前記超音波断面画像データの収集を行う際に、当該超音波断面画像データの収集と同期して前記プローブ座標データを収集し、

前記3次元座標変換工程が、前記超音波断面画像データ及び当該超音波断面画像データと同期した前記プローブ座標データを用いて、3次元超音波画像データを生成し、

前記3次元ボクセル・データ発生工程が、3次元超音波画像データに線形画像補間を行って、等方的なボクセル・データに変換すると共に、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもって当該ボクセルのボクセル・データとすることを特徴とする請求項1に記載の腫瘍診断方法。

【請求項3】 前記3次元座標変換工程は、前記探針データと同期した前記プローブ座標データを、前記3次元位置検知工程の前記プローブ工程に相対する方位角 ϕ 、仰角 θ 及び横断角 ψ に基づく変換行列 $T[a_{ij}]$ 、($i, j = 1, 2, 3$)を用い、前記探針データの座標 $(x, y, 0)$ に対して当該変換行列 $T[a_{ij}]$ を掛け合わせて前記3次元画像データの座標 (x', y', z') を生成することを特徴とする請求項1に記載の腫瘍診断方法。

【請求項4】 前記3次元座標変換工程における変換行列 $T[a_{ij}]$ における各々の行列要素 a_{ij} 、($i, j = 1, 2, 3$)は、

$$a_{11} = \cos(\psi) \cdot \cos(\theta),$$

$$\begin{aligned}
 a_{11} &= \cos(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\phi) - \sin(\psi) \cdot \cos(\phi), \\
 a_{12} &= \cos(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\phi) + \sin(\psi) \cdot \sin(\phi), \\
 a_{13} &= \sin(\psi) \cdot \cos(\theta), \\
 a_{21} &= \cos(\psi) \cdot \cos(\theta) + \sin(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\phi), \\
 a_{22} &= \sin(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\phi) - \cos(\psi) \cdot \sin(\phi), \\
 a_{23} &= -\sin(\theta), \\
 a_{31} &= \cos(\theta) \cdot \sin(\phi), \\
 a_{32} &= \cos(\theta) \cdot \cos(\phi)
 \end{aligned}$$

で定義されていることを特徴とする請求項2に記載の腫瘍診断方法。

【請求項5】 前記特徴量演算工程で用いられる前記所定の統計量は、前記各ボクセルに対する輝度平均値、前記各ボクセルに対する輝度の重心と幾何学的な中心の距離、及び前記各ボクセルに対する輝度分散を含む、当該輝度平均値は、

$$\text{輝度平均値} = \{ \sum \sum \sum f(i, j, k) \} / N^3$$

ただし、 $i, j, k = 0, 1, 2, \dots, N-1$ (N :自然数)であり、 $f(i, j, k)$ はボクセル(i, j, k)における輝度値を表し、 N は参照ボクセル・ボリュームの大きさ、 Σ は総和記号で与えられ、

前記特徴量演算工程に用いられる前記所定の統計量は、前記各ボクセルに対する輝度の重心と幾何学的な中心の距離を含む、

当該各ボクセルに対する輝度の重心(g_x, g_y, g_z)は、

$$\begin{aligned}
 g_x &= \{ \sum \sum \sum \{ f(i, j, k) \cdot (i+1) \} \} / \{ \sum \sum \sum f(i, j, k) \}, \\
 g_y &= \{ \sum \sum \sum \{ f(i, j, k) \cdot (j+1) \} \} / \{ \sum \sum \sum f(i, j, k) \}, \\
 g_z &= \{ \sum \sum \sum \{ f(i, j, k) \cdot (k+1) \} \} / \{ \sum \sum \sum f(i, j, k) \}
 \end{aligned}$$

で与えられ、

当該各ボクセルに対する輝度の重心と幾何学的な中心の距離は、

$$\text{距離} = \{ (g_x - c_x)^2 + (g_y - c_y)^2 + (g_z - c_z)^2 \}^{1/2}$$

ただし、 $i, j, k = 0, 1, 2, \dots, N-1$ であり、 $f(i, j, k)$ はボクセル(i, j, k)における輝度値を表し、 N (自然数)は参照ボクセル・ボリュームの大きさ、 g_x, g_y, g_z は、それぞれ参照ボクセル・ボリュームにおける輝度の重心の座標、(c_x, c_y, c_z)は幾何学的な中心の座標で与えられ、

前記特徴量演算工程に用いられる前記所定の統計量は、前記各ボクセルに対する輝度分散を含む、

当該各ボクセルに対する輝度分散は、

$$\text{輝度分散} = \{ \sum \sum \sum \{ f(i, j, k) - u \}^2 \} / N^3$$

ただし、 $i, j, k = 0, 1, 2, \dots, N-1$ であり、 $f(i, j, k)$ はボクセル(i, j, k)における輝度値を表し、 N (自然数)は参照ボクセル・ボリュームの大きさ、 u は輝度平均値で与えられることを特徴とする請求項1に記載の腫瘍診断方法。

【請求項6】 前記メンバシップ関数自動生成工程は、被検者の皮下脂肪の厚さや周囲乳腺組織の状況に起因して、乳腺超音波像上における輝度分布を含む統計量に変化がある場合、前記ファジィ推論に利用する当該メンバシップ関数を前記ボクセル毎に3次元ガウシアン・ラプラスフィルタの出力に基づいて自動作成する工程であることを特徴とする請求項5に記載の腫瘍診断方法。

【請求項7】 前記メンバシップ関数自動生成工程は、前記メンバシップ関数の作成に用いるボクセルを、前記3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ $g(r)$ $g(r) = (R^3 - 3\sigma^2) / \{ (2\pi)^{3/2} \cdot \sigma^3 \} \cdot \exp(-r^2/2\sigma^2)$

r は原点からの距離、 σ はガウシアン標準偏差で表される3次元LoGフィルタ出力から求める3次元LoGフィルタ工程と、

前記3次元LoGフィルタ出力のゼロ・クロッシング点を結んで、抽出しようとする対象領域の“境界”を抽出する境界抽出工程と、

当該3次元LoGフィルタ出力が正值を示すボクセルを輝度の低い“腫瘍”に分類する腫瘍抽出工程と、

当該3次元LoGフィルタ出力が負値を示すボクセルを輝度の高い“正常組織”に分類する正常組織抽出工程と、

前記腫瘍抽出工程において“腫瘍”と分類されたボクセルに対して、膨張・収縮処理を行って、正常組織内部に孤立的に存在する“腫瘍”に分類されたボクセルや“境界”に分類されたボクセルを除去し、前記“腫瘍”に分類されたボクセルと他の輝度の低い領域が連結するよう

な場合に両者を分断する膨張・収縮処理工程と、

前記膨張・収縮処理工程の前後で共に“境界”に対して前記クラス分けが行われたボクセルのみに対して前記特徴量演算工程を実行して前記輝度平均値、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離及び前記輝度分散の3つの特徴量を計算するボクセル選択・特徴量計算工程と、

40 前記ボクセル選択・特徴量計算工程で求めた3つの特徴量の各々に対して、各々の確率密度関数に基いた前記メンバシップ関数を求めるメンバシップ関数決定工程とを有することを特徴とする請求項5に記載の腫瘍診断方法。

【請求項8】 前記メンバシップ関数決定工程において、前記3つの特徴量の各々に対する確率密度係数、 $P_k(x) = x / \sigma^2 \cdot \exp\{(-x^2 + \sigma^2) / \sigma^4\} \cdot I_0(x / \sigma^2)$

ここで、 $I_0(x)$ は第1種第0次の変形ベッセル関数、

40 数、

で表現し、

前記メンバシップ関数決定工程において、前記輝度平均値に対するメンバシップ関数を、“腫瘍”についてはレイリー分布で表現された確率密度関数で近似すると共に、“正常組織”と“境界”についてはガウス分布で表現された確率密度関数で近似し、

前記メンバシップ関数決定工程において、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離に対するメンバシップ関数をレイリー分布で表現された確率密度関数で近似し、

前記メンバシップ関数決定工程において、前記輝度分散に対するメンバシップ関数をレイリー分布で表現された確率密度関数で近似することを特徴とする請求項5に記載の腫瘍診断方法。

【請求項9】 前記ファジィ推論工程は、前記メンバシップ関数決定工程において生成した前記輝度平均値に対するメンバシップ関数、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離に対するメンバシップ関数及び前記輝度分散に対するメンバシップ関数と前記ファジィ・ルールを含んで構成される前記ファジィ推論過程に基づいて、前記各ボクセルを、“腫瘍”のクラスに属するグレード、“正常組織”のクラスに属するグレード、“境界”のクラスに属するグレードの3つのグレードを用いて前記クラス分けを実行する工程を含み、

当該ファジィ・ルールは、前記輝度平均値を u 、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離を d 、前記輝度分散を v としたとき、if then else条件文形式で表されたルール；

R1: if (u is small) and (d is medium) and (v is small) then the voxel is "tumor".

R2: if (u is large) and (d is medium) and (v is large) then the voxel is "normal tissue".

R3: if (u is medium) and (d is large) and (v is medium) then the voxel is "boundary".

で表現されることを特徴とする請求項5に記載の腫瘍診断方法。

【請求項10】 前記ファジィ推論工程は、前記輝度平均値を u 、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離を d 、前記輝度分散を v としたとき、

前記メンバシップ関数決定工程において生成した前記輝度平均値に対するメンバシップ関数、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離に対するメンバシップ関数及び前記輝度分散に対するメンバシップ関数に基づいて前記各ボクセルにおける前記特徴量の各々に対する3つのクラスに属するグレード $\mu_u | d, \mu_v | d, \mu_v | v, \mu_u |$

$u, \mu_u | d, \mu_u | v, \mu_u | u, \mu_u | d, \mu_u | v$ の各々を求める第1論理工程と、

当該グレード $\mu_u | u, \mu_v | d, \mu_v | v, \mu_u | u, \mu_u | d, \mu_u | v, \mu_u | u, \mu_u | d, \mu_u | v$ の各々の値を、前記ファジィ推論の標準化入力として前記各ボクセルの“腫瘍”らしさを規定するアナログ値 μ_1 、“正常組織”らしさを規定するアナログ値 μ_2 、または“境界”らしさを規定するアナログ値 μ_3 を求める第2論理工程とを含み、

10 当該ファジィ推論機構は、

R1: $\mu_1 = \min(\mu_u | u, \mu_v | d, \mu_v | v)$,

R2: $\mu_2 = \min(\mu_u | u, \mu_u | d, \mu_u | v)$,

R3: $\mu_3 = \min(\mu_u | u, \mu_u | d, \mu_u | v)$

ただし、 $\min(a_1, a_2, a_3)$ は a_1, a_2, a_3 の中から最小値を選択する演算で表現されることを特徴とする請求項5に記載の腫瘍診断方法。

【請求項11】 前記デファジィ工程における、前記強線法に基づいた前記非ファジィ化過程に前記各ボクセルに対して行う工程は、

20 前記前記各ボクセルにおける前記特徴量の各々に対する3つのクラスに属するグレードの画像 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ から強線法に基づき前記非ファジィ化過程処理を行って全ボクセル・データを3つの領域に前記クラス分けを実行する際に、

(1) 注目するボクセルが“腫瘍”であれば、“正常組織”に分類されたボクセルとは接しない、

(2) 注目するボクセルが“境界”であれば、“必ず”腫瘍”と“正常組織”のボクセルに接する、

(3) 注目するボクセルが“正常組織”であれば、“腫瘍”に分類されたボクセルとは接しない

30 といった規則に基づいて、“腫瘍”と接する“正常組織”を“境界”と定義する工程を含み、

前記デファジィ工程における、前記“腫瘍”、“正常組織”または“境界”のいずれかに分類した腫瘍領域の最終決定を行う工程は、

すべてのボクセルを、“腫瘍”のグレードを示す画像 μ_1 、“正常組織”のグレードを示す画像 μ_2 、または“境界”のグレードを示す画像 μ_3 の中で最大値をとるクラスに基づいてラベル付けするラベル付け工程と、

前工程に続いて、注目ボクセルに連結する $3 \times 3 \times 3$ の領域内における“腫瘍”の領域のラベルの数 N_1 、“正常組織”の領域のラベルの数 N_2 、及び“境界”の領域のラベルの数 N_3 をそれぞれに計算するラベル数計算工程と、

当該ラベルの数 (N_1, N_2, N_3) の各々を局所的な制約ルールを入力する処理を並列的に反復する並列反復工程とを含み、

前記局所的な制約ルールは、if then else条件文形式で表されたルール；

```

7
R1: if  $N_i > 1$  and  $N_o \geq 2$  and  $N_n = 1$ 
    then  $\mu_i \downarrow, \mu_n \downarrow, \mu_o \uparrow$ 
R2: else if  $N_o > 0$  and  $N_o \geq 1$  and  $N_i = 1$ 
    then  $\mu_i \uparrow, \mu_n \downarrow, \mu_o \downarrow$ 
R3: else if  $N_i = 0$  and  $N_o \geq 1$  and  $N_n \geq 1$ 
    then  $\mu_i \downarrow, \mu_n \uparrow, \mu_o \downarrow$ 
R4: else if  $N_i > N_o + 12$ 
    then  $\mu_i \uparrow, \mu_n \downarrow, \mu_o \downarrow$ 
R5: else if  $N_o > N_i + 12$ 
    then  $\mu_i \downarrow, \mu_n \uparrow, \mu_o \downarrow$ 
R6: else
    then  $\mu_i \downarrow, \mu_n \downarrow, \mu_o \uparrow$ 

```

ただし、記号↑はその値にある定数Cを加えること、記号↓はその値から定数Cを減ずることを意味しているで表現されることを特徴とする請求項1に記載の腫瘍診断方法。

【請求項12】 前記ラベル付け工程は、前記局所的な制約条件によって生じる矛盾が生じた場合、“腫瘍”のグレードを示す画像、“正常組織”のグレードを示す画像、または“境界”のグレードを示す画像の値を条件を満たすように徐々に更新する更新工程を含むことを特徴とする請求項11に記載の腫瘍診断方法。

【請求項13】 前記腫瘍凹凸不整定量化工程は、前記腫瘍の形状が球のときに前記腫瘍形状判定パラメータの値が1となるように前記kを正規化する定数正規化工程と、

前記腫瘍凹凸不整定量化工程は、最終的に抽出された前記腫瘍を構成するボクセルの総和として前記腫瘍の体積を計算する腫瘍体積算定工程と、

腫瘍の輪郭としてラベリングされたボクセルに対して、隣接する3つのボクセルの組み合わせを作る第1工程と、当該第1工程に続いて、当該隣接する3つのボクセルの組み合わせで形成される三角形の面積の総和を前記腫瘍の表面積とする第2工程を含む腫瘍表面積算定工程を含むことを特徴とする請求項1に記載の腫瘍診断方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、患部の3次元的に表示された腫瘍の立体表面の幾何学的な凹凸を定量的に計測・評価し腫瘍の同定を支援する診断装置に関し、特に、生体の磁気共鳴画像(Magnetic Resonance Imaging: MRI画像)や超音波画像等の2次元断面画像から3次元画像で表された組織間の境界を抽出して正常組織の中から癌組織(特に、乳癌組織)を発見する病理診断支援システムに適応可能な腫瘍診断方法に関する。

【0002】

【従来の技術】近年40台女性の死亡の主な原因の1つ

になっている乳癌を発見するための乳腺(被測定物体)腫瘍の診断には、X線Mammographyや超音波エコー法などが用いられている。

【0003】悪性腫瘍の特徴は、良性と比較すると凹凸を伴う複雑な輪郭を有していることである。乳腺の画像診断ではこのような幾何学的特徴がよく利用される。X線Mammographyは、乳腺に対するX線の透過像であり、比較的高い空間分解能が得られることから、画像処理による腫瘍の抽出並びに評価のために、超音波診断装置や医用MRIを用いて生体の3次元画像データを作成し、診断処理を行う技術がさかんに利用されるようになってきている。

【0004】心臓やけい動脈を対象とする循環系疾患診断では、血管内外壁の時間変化に伴う3次元の運動と周部位の3次元の分布を高速に取得し、両者の空間的な因果関係を定量的に把握できることが、診断精度を向上させるうえで強く望まれている。

【0005】このような循環系疾患診断において、時間軸上で変化する3次元像の積算をするために必要とする原画像データは、一心拍中に複数のフェイズ(時相)を持つ心全体にわたるマルチスライス(多断面)像であり、形態情報として、心および血管内腔領域、あるいは血管外壁と他の組織との境界像、また機能像として、心および血管内腔の血流の3次元の分布像の取得が必要とされる。

【0006】ここで、超音波エコー法によって生成される画像を用いた乳腺腫瘍の診断では、前述のMammographyの場合と比較して有利な点がいつかある。

【0007】すなわち、

1. 超音波像は透過像ではなく超音波断面画像として得られること、
2. 超音波プローブを体表面(乳腺表面)に接触させるだけで、容易に実時間で乳腺内部を観察できること、
3. 被検者に対する苦痛が少ないこと

などである。

【0008】従って、検査者が、超音波断面画像を画面上で観察しながら、乳腺内部をくまなく走査することによ

って、高い精度での腫瘍の発見、並びに悪性腫瘍の判別ができるようになることが期待できる。超音波エコー像で表示される乳腺腫瘍の特徴は、良性及び悪性ともに正常組織と比較して、そのエコーレベル、すなわち画像の輝度が低いことである。このことは、超音波断面画像の輝度レベルの差を利用して両者（すなわち、良性腫瘍及び悪性腫瘍）を判別することが難しいことを意味する。そこで、超音波断面画像における腫瘍の輪郭線の幾何学的形状の不整が利用される従来技術が開示されているが、良性腫瘍及び悪性腫瘍と正常組織とを判別できるもの、超音波断面画像だけでは悪性腫瘍の特徴を把握しにくいといった問題点がある。

【0009】このようなケースでは、腫瘍を3次元的に表示すれば、幾何学的な表面形状を容易に観察することができ、より精度の高い診断が可能となると予想される。このため、乳腺腫瘍の3次元的な形状をなるべく正確に収集する必要がある。

【0010】乳房が表在性腫瘍であり、非常に柔軟でデリケートなため、日常の乳腺診断において、検査者が手で持つ超音波プローブの位置と向きを微妙に調節しながら乳房表面を走査することによって乳腺断画像を取得している。

【0011】乳房内部の超音波エコー像を3次元的に取得する手法としては、超音波プローブを検査者が手動で乳房表面を走査する方法（マニュアル走査）とメカニカルに走査する方法（メカニカル走査）が開示されている。

【0012】従来この種の腫瘍診断方法としては、例えば、特開5-123318号公報に示すようなものがある（第1従来技術、図33）。

【0013】すなわち第1従来技術の装置は、被検体内の測定の対象となるデータ空間に超音波パルスを送波し、該データ空間内から反射してくるエコー情報を基にして、被検体内の画像表示を行う超音波画像表示装置であって、被検体内から反射してくるエコー情報を蓄えるメモリ部と、データ空間内において関心領域を任意に指定する関心領域指定手段と、データ空間内において関心領域に対する探索領域を任意に指定する探索領域指定手段と、関心領域内のテクスチャー特徴量の抽出を行う関心領域テクスチャーパターン抽出手段と、探索領域内のテクスチャー特徴量の抽出を行う探索領域テクスチャーパターン抽出手段と、関心領域テクスチャーパターン抽出手段によって抽出された関心領域テクスチャーパターンと、探索領域テクスチャーパターン抽出手段によって抽出された探索領域テクスチャーパターンとを比較するテクスチャーパターン比較手段と、を含み、テクスチャーパターン比較手段は、関心領域テクスチャーパターンと探索領域テクスチャーパターンとの比較をフジィ合意を採って行い、関心領域テクスチャーパターンと探索領域テクスチャーパターンの類似度を出力する構成となっている。

【0014】このような第1従来技術の装置においては、データ空間内の探索領域のテクスチャーパターンと関心領域のテクスチャーパターンとが比較される。そして、これらの比較において、これらの相違の判定がフジィ合意に基づいて行われる。そして、フジィ合意に基づいた相違の判定が下されることによって、組織の正常部位と異常部位の認定が行われ、これら正常部位と異常部位との境界が認識設定されることによってデータ空間内の異なる個所の表面抽出が行われる。

10 【0015】また、データ空間内において、直方体のX方向とY方向とZ方向とにそれぞれ360°にわたって探索するように三次元探索領域と三次元関心領域とをそれぞれ設定すると、直方体のすべての面に対してX方向とY方向とZ方向のデータが採られることとなり、このデータを使用することにより組織状態に忠実に合致する三次元画像表示が行えるようになる。

【0016】更に加えて、第1従来技術の装置では、医師が画像に表れた組織の荒さ・ぼけ具合・粗密などの程度を見ることによって組織の異常を発見するということを考慮して、組織の荒さ・ぼけ具合・粗密などの程度を表すテクスチャー特徴量を定義し、更にはその組織固有のテクスチャー特徴量であるテクスチャーパターンを定義して、測定対象となる組織のある部分（データ空間）についてテクスチャーパターンを探索していくことによって異常部分の検出を行っている。

【0017】具体的には、データ空間の中に探索領域と関心領域とを設定し、この探索領域のテクスチャーパターンと関心領域のテクスチャーパターンとを比較し、探索領域のテクスチャーパターンと関心領域のテクスチャーパターンの違いを検出することによってデータ空間内の組織の異常を検出してその異常な個所の表面を抽出している。なお、探索領域のテクスチャーパターンと関心領域のテクスチャーパターンの比較に当たって、これらの相違の判定はフジィ合意に基づくようになっている。また、三次元画像表示を行うに当たっては、データ空間内において、直方体のX方向とY方向とZ方向とにそれぞれ360°にわたって探索するようにして設定された三次元探索領域と三次元関心領域とをそれぞれ用いて3次元的に解析を実行している。

40 【0018】また、他の腫瘍診断方法としては、例えば、特開5-123321号公報に示すようなものがある（第2従来技術、図33）。

【0019】すなわち第2従来技術の装置は、被検体内の測定の対象となるデータ空間に超音波パルスを送波し、データ空間内から反射してくるエコー情報を基にして、被検体内の画像表示を行うために、被検体内から反射してくるエコー情報を蓄えるメモリ部と、データ空間内において関心領域を任意に指定する関心領域指定手段と、データ空間内において関心領域に対する探索領域を任意に指定する探索領域指定手段と、関心領域内のテク

スチャー特徴量の抽出を行う関心領域テクスチャパターン抽出手段と、探索領域内のテクスチャー特徴量の抽出を行う探索領域テクスチャパターン抽出手段と、関心領域テクスチャパターン抽出手段によって抽出された関心領域テクスチャパターンと、探索領域テクスチャパターン抽出手段によって抽出された探索領域テクスチャパターンとを比較するテクスチャパターン比較手段とを備え、医師が画像に表れた組織の荒さ・ばけ具合・粗密などの程度を見ることによって組織の異常を発見できるということを考慮して、組織の荒さ・ばけ具合・粗密などの程度を表すテクスチャー特徴量を定義し、更にはその組織固有のテクスチャー特徴量であるテクスチャパターンを定義して、測定対象となる組織のある部分（データ空間）においてテクスチャパターンを探索していくことによって異常部分の検出を実行していた。

【0020】具体的には、データ空間の中に探索領域と関心領域とを設け、この探索領域のテクスチャパターンと関心領域のテクスチャパターンとを比較し、探索領域のテクスチャパターンと関心領域のテクスチャパターンの違いを検出することによってデータ空間内の組織の異常を検出してその異常な箇所を表面を検出していた。なお、探索領域のテクスチャパターンと関心領域のテクスチャパターンの比較に当たって、これらの相違の判定はファジー合意に基づくようにしている。また、3次元画像表示を行うに当たっては、データ空間内において、直方体のX方向とY方向とZ方向とにそれぞれ360度回転させて探索するようにして設定される三次元探索領域と三次元関心領域とをそれぞれ用いて三次元空間に解析を実行していた。

【0021】以上のような構成の第2従来技術においては、データ空間内の探索領域のテクスチャパターンと関心領域のテクスチャパターンとが比較される。そして、これらの比較において、これらの相違の判定がファジー合意に基づいて行われる。そして、ファジー合意に基づいた相違の判定が下されることによって、組織の正常部位と異常部位の認識が行われ、これら正常部位と異常部位との境界が認識設定されることによってデータ空間内の異常な箇所の表面検出が行われる。また、データ空間内において、直方体のX方向とY方向とZ方向とにそれぞれ360度回転させて探索するように三次元探索領域と三次元関心領域とをそれぞれ設定すると、直方体のすべての面に対してX方向とY方向とZ方向のデータが採られることとなり、このデータを使用することにより組織状態に忠実に合致する三次元画像表示が行えるようになることが開示されている。

【0022】また他の腫瘍診断方法としては、例えば、特開平9-134434号公報に示すようなものがある（第3従来技術）。

【0023】すなわち第3従来技術の方法は、画像の一

部分の中の多数の点に対し、画像の一部分の各点の周辺の明暗度の分布から得られた特徴的な値により形成された成分のベクトルと呼ばれる組を定める段階と、所定のタイプの癌に対応した画像の一部分の領域又は別の領域に属するベクトルと関係した値の確率を定める分類システムを用いる段階とから構成された論理構成となっている。

【0024】また他の腫瘍診断方法としては、例えば、特開平4-110305号（第4従来技術、図34）に示すようなものがある。

【0025】すなわち、第4従来技術の画像処理装置は、MR1や超音波診断装置などから得られる2次元あるいは3次元の画像データの処理を行うのに適し、特に、診断に有用な特徴情報を高速にかつ効率的に抽出することが可能な画像処理装置であって、処理対象の2次元画像空間の画素にそれぞれ1つずつのファジー素子に対応づけたファジー素子のアレイ6A、…、8Aを用い、個々の画素の値をファジー推論によって決定するようにしたもので、3次元画像データを処理する場合に、ピクセル単位のファジー素子を、断面画数と、あらかじめ規定された断面画内のピクセル数とを乗じた数だけ少なくとも設け、各ファジー素子を並列に動作させることによって課題の解決を図るものである。

【0026】すなわち、第4従来技術の画像処理装置は、2次元画像空間の各画素と対応づけた多数のファジー素子のアレイ6A、…、8Aからなる画像処理部を備え、ファジー素子の各々が、入力された2次元画像データについてあらかじめ規定されたルールおよびメンバーシップ関数に基づいてファジー推論を同時並行的に実行し、各々のファジー素子が、対応づけられている画素の値を決定している。

【0027】また、複数の断面画データを入力として3次元画像処理を行う場合、第4従来技術の画像処理装置は、少なくともあらかじめ規定された断面画数に各断面画内のピクセル数を乗じた数のファジー素子を有する画像処理部を備え、画像処理部の各ファジー素子が、あらかじめ規定された、全てのピクセルについて独立なルールとメンバーシップ関数とを有し、3次元空間上の与えられた点について境界検出等の特徴抽出処理を並列に実行している。ここで画像処理部のファジー素子の数を、さらに同時に抽出したい特徴の数を乗じて決定している。また、各断面画データが順次的に入力されかつその入力速度が、ファジー素子の処理速度に比べて遅い場合、1つの断面画を処理するファジー素子のブロック6A、…、8Aを単位として、1つあるいは複数のブロック6A、…、8Aで画像処理部を構成し、1つの特徴について1つのブロック6A、…、8Aを使用して順次入力される断面画データを処理している。

【0028】ところで、超音波診断装置や医用MR1を用いて生体の3次元画像データを作成し、診断処理を行

う場合、一般に、生体への超音波の送受波により取り込まれたエコーデータに基づき形成される。例えば二次元断層画像を形成する場合、二次元エコーデータ取り込み領域内で取り込まれたエコーデータのレベルが画素値に変換される。また、三次元超音波画像を形成する場合、三次元エコーデータ取り込み領域内で取り込まれたエコーデータを利用して、まず特定組織の輪郭抽出が三次元的に行われ、その後、例えば組織表面が濃淡処理され、これにより立体的な組織像が形成される。

【0029】二次元超音波画像内で特定組織の断面積を演算する場合、あるいは三次元超音波画像の形成や特定組織の体積を演算する場合等においては、組織の輪郭（組織間の境界）を抽出する必要がある。

【0030】組織画像についての複数の特徴量を基礎として、組織境界の抽出を精度良く行う腫瘍診断方法としては、例えば、特願平5-333617号（第5従来技術、図35）に示すようなものがある。

【0031】第5従来技術の超音波画像処理装置は、超音波画像を形成するためのエコーデータを処理する装置であって、注目エコーデータを中心とする参照領域に含まれる複数のエコーデータの平均値 μ を演算する平均値演算部12Bと、参照領域に含まれる複数のエコーデータの分散値 σ を演算する分散値演算部14Bと、平均値 μ 及び分散値 σ に基づいて組織差強調演算を行い、注目エコーデータの新たな値を出力する組織差強調演算部（不図示）と、組織差強調後の画像に対して境界抽出を行う境界抽出部とを含んで構成され、注目エコーデータ毎に組織差強調演算を行う超音波画像に対する組織差強調処理を実行し、注目エコーデータを中心とする参照領域内でエコーデータの平均値 μ 及び分散値 σ を求め、それらの平均値 μ 及び分散値 σ に基づいて組織差強調演算を求めている。これにより、境界抽出精度を向上させ、画像の平均値 μ 及び分散値 σ を総合勘案することにより組織差を認識できる組織差強調処理をおこない、また、組織差強調演算部をファジィ推論部28Bで構成して組織差強調演算をファジィ推論により実行し、組織差強調演算のための複雑なテーブルの作成を不要とし、かつ膨大な規模のテーブルの作成を不要としている。

【0032】また第5従来技術の超音波画像処理装置は、ファジィ推論部28Bの出力から組織分画度を演算する分画度演算部52Bと、ファジィ推論部28Bが有するメンバーシップ関数を決定するためのパラメータを設定する手段であって、パラメータを順次変更して得られる複数の組織分画度に基づき、メンバーシップ関数を最適化するパラメータ設定部54Bと、組織差強調後の画像に対して境界抽出を行う境界抽出部とを設け、メンバーシップ関数の最適化をフィードバックループにより実行していた。また、ファジィ推論部28Bに設けられるメンバーシップ関数の最適化をフィードバックループにより達成し、メンバーシップ関数を決定するパラメー

タを順次変更しつつ組織分画度を演算し、その組織分画度に基づき最適なパラメータを設定し、メンバーシップ関数の最適化を実際の画像処理の前段階に行っておくことにより、各種の組織に対応した最も適切な条件下で組織差強調処理を実行していた。

【0033】このような第1従来技術～第5従来技術では、乳腺内部の超音波エコー像を3次元的に取得する方法として、超音波プローブを検者が手で乳腺表面を走査する方法（マニュアル走査）とメカニカルに走査する方法（メカニカル走査）が一般的に用いられている。

【0034】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前述の第1従来技術～第5従来技術を実行するためにメカニカル走査の場合を考えると、乳腺が非常に柔軟でデリケートな組織であるため、メカニカル走査においてメカニカル超音波プローブを走査すると乳腺組織を超音波プローブで圧迫してしまうため、再現性の高い腫瘍の形状（超音波3次元画像）が得られない。

【0035】一方、前述の第1従来技術～第5従来技術を実行するためにマニュアル走査の場合でも同様に、熟練した検者がマニュアル走査で乳房表面を走査する場合は、乳房を圧迫することなく、アーチファクトの少ない、再現性の高い画像を得ることが重要である。すなわち、熟練した検者が乳腺表面を手動（マニュアル）で走査すれば、超音波プローブの位置や向きを検者側で微妙に調節するため、アーチファクトが少なく、かつ再現性の高い超音波3次元画像を収集することができ、

【0036】更に加えて、このようなマニュアル走査を実現するためには、超音波プローブの位置や姿勢をマニュアル走査に対して実時間でトラッキングする必要がある。すなわち、超音波画像をマニュアル走査で3次元的に収集する場合、ボクセル・データの変換が必要とされるため、断層画像とそれに対応する超音波プローブの位置と向きのデータを記録する必要がある。また、画像データの収集を高速に行うために、超音波プローブを走査しながら得られる超音波像と同時に超音波プローブの位置と向きのデータを直接に計算機のメモリに転送することが重要となる。

【0037】そこで本発明は、このような従来の問題点（第1課題）を解決することを課題としており、特に、3次元位置センサを取り付けた超音波プローブを用いて取得された超音波エコーから乳腺（被測定物体）を抽出して、その3次元的な形状（3次元画像）から3次元的な表面形状から腫瘍の良性、悪性の鑑別を行う乳癌診断を行う画像システムに最適な腫瘍診断方法を提供することを第1の目的としている。

【0038】一方、腫瘍（特に、乳癌）の表面形状を3次元的に表示及び評価するためには、取得した超音波ボクセル画像データから腫瘍の領域を抽出することが重要となる。しかも、乳腺の超音波画像には、スベックル・

ノイズや音響陰影などのアーチファクト、境界部の欠落、筋層など腫瘍以外の低輝度の領域が存在するといった超音波画像特有の難しさもある。

【0039】しかしながら、乳腺の超音波画像の前処理として単純な閾値による2値化を実行する2値化や微分オペレータなどの画像処理法を実行する第4従来技術や第5従来技術では、乳腺の超音波画像に対する画像処理2値化や微分オペレータなどの従来の画像処理法を用いているため、後段で各種のファジー推論を行っても、根元的に、期待するような抽出精度を実現することが難しくと考えられる。

【0040】また、このような画像処理技術を用いて、高い精度で腫瘍の発見、並びに悪性腫瘍の判断を実現するためには、複雑な計算アルゴリズムや大規模なコンピュータリソースを必要としてしまうという問題点があった。

【0041】本発明は、このような従来の問題点(第2課題)を解決することを課題としており、特に、3次元LoG(Laplace of Gaussian)フィルタを用いたエンパシフィック数の自動作成し、ファジー推論並びに抽核法を用いて、各ボクセルを「腫瘍」、「正常組織」及び両者の「境界」という3つのクラスに分類し、その結果に基づいて、腫瘍の3次元領域の決定することにより、パーソナルコンピュータ(PC)程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間(高速)に計算(画像処理)できるような簡便なファジー推論アルゴリズムを提供し、その結果、超音波3次元画像から腫瘍(特に、乳腺腫瘍)の領域を高い精度で発見でき、悪性腫瘍の判断を再現性良く自動抽出できる腫瘍診断方法を実現することを第2の目的としている。

【0042】ところで、乳腺腫瘍診断の最大の特徴は良悪性の鑑別が絡んでくることであり、その中で1cm以下の小さな癌の判別診断が最も重要である。良性腫瘍は、その輪郭形状が円形ないし楕円形などのような「整かつ平滑」である。一方、悪性腫瘍は輪郭形状が蟹形や星形などのような「不整かつ凹凸性」を呈する。

【0043】しかしながら、前述の第1従来技術から第5従来技術のような通常の超音波検査技術では、断面画像におけるこのような幾何学的な形状の特徴がよく用いられるが、腫瘍がまだ小さいときは、断面画像の観察だけではその腫瘍が悪性のものなのか良性のものなのかを把握しにくいケース(症例)が多数見受けられる。

【0044】また、前述の第1従来技術から第5従来技術のような通常の超音波検査技術において用いられる唯一の定量的な悪性腫瘍の評価法(発見方法)として、腫瘍領域の縦横比(Depth width ratio)、またはD/W ratio、S/V ratio)、すなわち、腫瘍の最大の断面画像における縦径と横径との比(長径と短径との比)が利用される場合もあ

る。

【0045】すなわち、このような腫瘍領域のS/V ratioを用いる場合、驚くべきことにS/V ratioが良性腫瘍よりも大きな値を示すもの、決まった基準は見受けられない。そこで一般的に、腫瘍領域のS/V ratioの値が0.8以上の腫瘍を悪性、0.8以下の腫瘍を良性、そして0.6~0.8の間の腫瘍は要検討の症例としている。

【0046】しかしながら、このような悪性腫瘍の評価法は、腫瘍の最大の断面画像が的確に得られることを前提としており、更に加えて、腫瘍がまだ小さい場合は、良性腫瘍であっても腫瘍領域のS/V ratioが高値を示す傾向があるという問題点がある。

【0047】本発明は、このような従来の問題点(第3課題)を解決することを課題としており、特に、超音波診断法などの可視化技術を用いて3次元画像として抽出した(良性か悪性)腫瘍の表面積Sと体積Vの比の比率S/V ratioを利用したパラメータを定義して腫瘍表面形状の凹凸不整を定量化し、生体のMRI画像や超音波画像等で構成される3次元画像で表された組織間の境界を抽出して正常組織の中から癌組織(特に、乳腺組織(乳腺悪性腫瘍))を発見する病理診断支援システムに適用可能な腫瘍診断方法を、パーソナルコンピュータ(PC)程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間(高速)に計算(画像処理)できるような簡便な腫瘍診断方法を提供し、その結果、超音波3次元画像から腫瘍(特に、乳腺腫瘍)の領域を高い精度で発見でき、悪性腫瘍の判断を再現性良く自動抽出できる腫瘍診断方法を実現することを第3の目的としている。

【0048】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため成された請求項1に記載の発明は、被測定物体の表面をプローブを用いてスキャンしながら当該被測定物体を探索して内部構造や表面構造に関するボクセル・データを生成する3次元画像取得過程と、当該3次元画像取得過程に続いて、当該ボクセル・データの各々に対してファジー推論処理及びデファジィ工程を実行して腫瘍と推論されるボクセル・データを選び出して腫瘍領域の最終決定を行う腫瘍抽出処理過程と、当該腫瘍抽出処理過程に続いて、当該腫瘍と推論されるボクセル・データに基づいて腫瘍表面形状の凹凸の度合いを判定する悪性腫瘍自動識別過程とを備えている。ここで前記3次元画像取得過程は、被測定物体の表面をプローブを用いてスキャンしながら当該被測定物体を探索して内部構造や表面構造に関する探索データを生成するプローブ工程と、前記プローブに取り付けられた状態で、スキャン中の当該プローブの空間的な位置及び/または姿勢を測定して当該プローブの座標データを前記被測定物体の探索動作に同期させて生成する3次元位置センサ工程

と、前記探針データの収集を行う際に、当該探針データの収集と同期して前記プローブ座標データを収集するトラッキング工程と、前記探針データ及び当該探針データと同期した前記プローブ座標データを用いて、3次元画像データを生成する3次元座標変換工程と、3次元画像データに線形画像補間を行って、等方的なボクセル・データに変換すると共に、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもって当該ボクセルのボクセル・データとする3次元ボクセル・データ発生工程とを有している。

【0049】前記腫瘍抽出処理過程は、前記ボクセル・データの各々に対して、超音波画像上における腫瘍の領域と周囲正常組織及び両者の境界に関する所定の統計量の分布をファジイ推論に利用するメンバシップ関数の【0, 1】区分の確率分布として表現する特徴量演算工程と、当該メンバシップ関数を備えたファジイ推論過程に基づいて当該統計量の分布をまとめることによって腫瘍の領域を自動抽出する工程を含むメンバシップ関数自動生成工程と、当該生成されたメンバシップ関数及びファジイ・ルールを含む構成される前記ファジイ推論過程に基づいて、各ボクセルを、所定数のタイプの領域にクラス分けするファジイ推論工程と、強健法に基づいた非ファジイ化過程を各ボクセルに対して行う工程と、前工程に続いて、各ボクセルを、“腫瘍”、“正常組織”または“境界”のいずれかに分類して腫瘍領域の最終決定を行う工程とを含むディファジイ工程とを有している。

【0050】前記悪性腫瘍自動識別過程は、腫瘍表面形状の凹凸の度合いを測る指標として腫瘍の表面積(S)、体積(V)を利用した腫瘍形状判定パラメータ(γ)を計算する腫瘍凹凸不整定量化工程と、当該計算した腫瘍形状判定パラメータ(γ)が所定の閾値未満である場合に当該腫瘍の表面が滑らかであると判定し、当該閾値以上である場合に当該腫瘍の表面が凹凸の性状を呈していると判定する形状判定工程と、当該表面が滑らかであると判定した腫瘍を良性腫瘍と診断し、当該表面が凹凸の性状を呈していると判定した腫瘍を悪性腫瘍と診断する腫瘍診断工程とを有している。

【0051】前記腫瘍形状判定パラメータは、 $\gamma = (S^3/V^2)/k$ 、 k = 定数で定義されている。

【0052】請求項1に記載の3次元画像取得過程によれば、プローブ手段によるプローブ姿勢検出センサが取り付けられているので、プローブ工程がスキャニング中のプローブ手段の空間的な位置及び/または姿勢を測定すれば、3次元位置センサ工程が被測定物体の探針動作に同期させたプローブ座標データを生成できる。また、プローブ工程がプローブ手段を用いて被測定物体の表面をスキャニングしながら被測定物体を探針して探針データを生成する際に、トラッキング工程は、この探針データの収集と同期してプローブ座標データを収集する。続いて

て3次元座標変換工程が、探針データ及び探針データと同期したプローブ座標データを用いて3次元画像データを生成する。続いて3次元ボクセル・データ発生工程が、3次元画像データに線形画像補間を行って、等方的なボクセル・データに変換する一方で、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データとする。すなわち、プローブ手段に取り付けたプローブ姿勢検出センサによって計測された位置データ(プローブ手段の座標データ)を用いて、プローブ手段を任意に走査して得られた一連の探針データをボクセル・データに変換できるようにする。

【0053】このような3次元画像取得過程は、非常に柔軟でデリケートな組織構造を有する乳腺のような被測定物体を探針してボクセル・データを生成するようなアプリケーションに適している。すなわち、従来の熱線式検針者が乳腺の表面を手動で走査してプローブ手段の位置や向きを微妙に調節して探針データを収集していたマニュアル走査(スキャニング)作業や、プローブ手段をメカニカルに走査するメカニカル走査(スキャニング)作業に代えて、プローブ手段に取り付けられたプローブ姿勢検出センサがスキャニング中のプローブ手段の空間的な位置及び/または姿勢を測定し、乳腺(被測定物体)の探針動作に同期させたプローブ座標データを生成し、トラッキング工程が、この探針データの収集(スキャニング)と同期してプローブ座標データを収集することで、探針データと同時にプローブ手段の位置データ(プローブ手段の座標データ)を取得し、取得された探針データを、位置データとして利用して、従来のマニュアル走査やメカニカル走査と同様にアーチファクトの少なくなかつ再現性の高い3次元のボクセル・データに変換できるようにする。

【0054】また、腫瘍抽出処理過程によれば、特徴量演算工程が、ボクセル・データの各々に対して、2次元超音波画像または3次元超音波画像上における腫瘍の領域と周囲正常組織及び両者の境界に関する所定の統計量の分布を、ファジイ推論に利用するメンバシップ関数の【0, 1】区分の確率分布として表現する工程を実行する。またメンバシップ関数自動生成工程が、メンバシップ関数を備えたファジイ推論過程に基づいて、特徴量演算工程で求めた統計量の分布をまとめて腫瘍の領域を自動抽出する工程を実行する。これにより、ボクセル・データに対して3次元LoGフィルタをかけ、その出力の正負及びゼロ・クロッシング点から3つのクラスに分類し、特徴量について、3つのクラスに属する“らしさ”を示すメンバシップ関数を求めることができるようになる。1階の2次元フィルタ、またはバンドパス・フィルタであり、画像処理では対象の境界抽出においてよく使われている簡便な3次元LoG(Laplace of Gaussian)フィルタを用いる結果、ボクセル

ル・データの境界の位置で2次微分がゼロとなり、またはフィルタの出力が正負の変化、すなわちゼロ交差（Zero crossing）が現れる。これらの出力のゼロ・クロッシング点を連結すると境界となる。従って、3次元LoGフィルタ出力のゼロ・クロッシング点を結ぶと、それが抽出しようとする対象領域の境界面となる。そこで、ゼロ・クロッシングによる“境界”抽出に加えて、出力の正値が程度の低い“腫瘍”、負値が程度の高い“正常組織”となることを利用して、ボクセルを3つのクラスに分類できるようにする。このような簡便なクラス分類を実行することにより、PC程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間（高速）に計算（画像処理）できるようなメンバシップ関数の自動作成が可能となる。またファジィ推論工程が、メンバシップ関数自動生成工程で求めたメンバシップ関数自動生成工程を実行した際に生成されたメンバシップ関数、及びファジィ・ルールを含んで構成されるファジィ推論過程に基づいて、各ボクセルを、所定数のタイプの領域にクラス分けする工程を実行する。デファジィ（Defuzzify）工程は、他種法に基づいた非ファジィ化過程を各ボクセルに対して実行し、この工程（非ファジィ化過程の工程）に続いて、各ボクセルを、“腫瘍”、“正常組織”または“境界”のいずれかに分類して腫瘍領域の最終決定を行う工程を実行する。このようなファジィ推論工程とデファジィ工程を設けることにより、パーソナルコンピュータ（PC）程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間（高速）に計算（画像処理）できるような簡便なファジィ推論と他種法を用いて、各ボクセルを“腫瘍”、“正常組織”及び両者の“境界”という3つのクラスに分類できるようにする。その結果、PC程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間（高速）に計算（画像処理）できるような、簡便な超音波3次元画像から、スペックル・ノイズや音響陰影などのアーチファクト、境界部の欠落、筋層など腫瘍以外の低程度の領域を除いた腫瘍（特に、乳腺腫瘍）の領域を高画質で発見でき、悪性腫瘍の判断を再現性良く自動抽出できるようにする。

【0055】一方腫瘍抽出処理過程では、悪性腫瘍はその表面形状が良性腫瘍のそれより凹凸不整のため、表面積が同じ体積を有する良性腫瘍より大きいことを利用する。そこで表面形状の凹凸不整を定量化するために、抽出した腫瘍の表面積と体積の比を利用したパラメータを定義する。このために、腫瘍凹凸不整定量化工程を実行することにより、腫瘍表面形状の凹凸の度合いを測る指標として腫瘍の表面積、体積を利用した腫瘍形状判定パラメータ（ γ ）を計算する。この腫瘍凹凸不整定量化工程に続いて、球の場合で正規化した表面積と体積の比のパラメータ $S/V \text{ ratio}$ が悪性腫瘍が良性腫瘍より高値を示すことに注目して、形状判定工程を実行する

ことにより、計算した腫瘍形状判定パラメータが所定の閾値未満である場合に腫瘍の表面が滑らかであると判定する一方、閾値以上である場合に腫瘍の表面が凹凸の性状を呈していると判定する。形状判定工程に続いて腫瘍診断工程を実行することにより、形状判定工程において表面が滑らかであると判定した腫瘍を良性腫瘍と診断し、表面が凹凸の性状を呈していると判定した腫瘍を悪性腫瘍と診断する。

【0056】その結果、悪性腫瘍（癌）の特徴である腫瘍表面の凹凸不整がある乳腺腫瘍の領域が良好に検出でき、腫瘍表面の3次元表示画像から良悪性の幾何学的な特徴を容易に観察することができるようになり、腫瘍の良悪性の判別診断がより客観的に行えるようになる。

【0057】すなわち、乳腺腫瘍の自動抽出システム（病理診断支援システム）によって得られる腫瘍の領域を3次元的に表示し、そしてその表面の幾何学的な凹凸を定量的に計測・評価することができるようになる。腫瘍表面の3次元表示は、我々が物を見るときに生じている光の陰影と同様な濃淡分布を腫瘍の表面につけることのできるサーフェス・レンダリングを用いる。これにより、腫瘍表面形状の微妙な凹凸変化を観察することができるようになり、検者と患者とで共通な認識に基づく理解や判断ができるようになる。その結果、抽出した腫瘍を3次元映像化するとともに腫瘍表面形状の幾何学的凹凸を定量化することによって乳腺診断を支援できるようになる。

【0058】腫瘍形状判定パラメータ γ の算出は、コンピュータで安価なPCのようなコンピュータリソースで高速に自動的に実行でき、乳腺腫瘍の初期診断、集団検診として有効な手段となる。

【0059】また請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の腫瘍診断方法において、前記探針工程が、超音波プローブからの超音波を用いて乳腺の表面をスキャンししながら当該乳腺からの超音波エコーに基づく探針を行って取得された内部構造や表面構造に関する超音波断面画像データを生産する探針工程である。前記3次元位置検知工程が、前記超音波プローブに取り付けられた状態で、乳腺の表面をスキャン中の当該超音波プローブの空間的な位置及び/または姿勢を測定して当該超音波プローブ座標データを前記乳腺の探針動作に同期させて生成する。前記トラッキング工程が、前記超音波断面画像データの収集を行う際に、当該超音波断面画像データの収集と同期して前記プローブ座標データを収集し、前記3次元座標変換工程が、前記超音波断面画像データ及び当該超音波断面画像データと同期した前記プローブ座標データを用いて、3次元超音波断面画像データを生産する。前記3次元ボクセル・データ発生工程が、3次元超音波断面画像データに線形画像補間を行って、等方的なボクセル・データに変換すると共に、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平

均値をもって当該ボクセルのボクセル・データとする。

【0060】請求項2に記載の3次元画像取得過程によれば、請求項1に記載の効果に加えて、プローブに取り付けた交流磁界によるプローブ姿勢検出センサを制御するトラッキング工程は、自己（すなわち、プローブ姿勢検出センサ）の空間的な位置データ（位置や姿勢に関する3次元座標のデータ13a=位置データ）を実時間で測定してプローブ座標データとして出力する。このためトラッキング工程は、超音波断面画像データの収集（探針工程）と同期したプローブ座標データの収集ができる。これに応じて3次元座標変換工程が、超音波断面画像データ及び超音波断面画像データと同期したプローブ座標データを用いて3次元超音波断面画像データを生成し、続いて3次元ボクセル・データ発生工程が、3次元超音波断面画像データに線形画像補間を行って、等方的なボクセル・データに変換する一方で、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データとする。すなわち、プローブの位置や姿勢を実時間でトラッキングする必要がある従来のマニュアル走査やメカニカル走査作業に代えて、超音波断面画像（超音波断面画像データ）と同時にプローブの位置データ（プローブ座標データ=位置データ）をプローブの位置の補正データとして用いることで、トラッキング工程によって取得された超音波断面画像（超音波断面画像データ）を、従来のマニュアル走査と同様にアーチファクトの少くかつ再現性の高い3次元のボクセル・データに変換することができる。その結果、メカニカルにプローブで乳腺を走査すると、組織を圧迫して再現性の高い腫瘍の形状が得られない恐れがある非常に柔軟でデリケートな組織である乳腺のような被測定物体に対しても高精度の超音波断面画像データを生成できるようにする。

【0061】また、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データとすることにより、取得した超音波断面画像（探針データ）を3次元座標変換した後、線形補間された等方的なボクセルの画像データ（ボクセル・データ）が生成できるようにする。

【0062】また請求項3に記載の発明は、請求項1に記載の腫瘍診断方法において、前記3次元座標変換工程は、前記探針データと同期した前記プローブ座標データとして、前記3次元位置検出工程の前記プローブ工程に相対する方位角 ϕ 、仰角 θ 及び横傾角 ψ に基づく変換行列 $T[a_{11}]$ 、 $(i, j=1, 2, 3)$ を用い、前記探針データの座標 $(x, y, 0)$ に対して当該変換行列 $T[a_{11}]$ を掛け合わせて前記3次元画像データの座標 (x', y', z') を生成する論理構成の腫瘍診断方法である。

【0063】請求項3に記載の3次元画像取得過程によれば、請求項1に記載の効果に加えて、プローブ手段が

はトラッキング工程が制御するプローブ姿勢検出センサが取り付けられており、トラッキング工程は、このプローブ姿勢検出センサが生成する事故の空間的な位置データ（位置や姿勢に関する3次元座標のデータ13a=位置データ）を実時間で測定してプローブ座標データとして出力する。このためトラッキング工程は、探針データの収集と同期したプローブ座標データの収集ができる。これに応じて3次元座標変換工程が、探針データ及び探針データ（超音波断面画像データ）と同期したプローブ座標データを用いて3次元画像データを生成するために、探針データの座標 $(x, y, 0)$ に対して、変換行列 $T[a_{11}]$ を掛け合わせて前記3次元画像データの座標 (x', y', z') を生成する。すなわち、プローブの位置 (x_0, y_0, z_0) や姿勢 (ψ, θ, ϕ) を実時間でトラッキングする必要がある従来のマニュアル走査やメカニカル走査作業に代えて、超音波断面画像データの座標 $(x, y, 0)$ と同時にプローブのプローブ座標データとしての変換行列 $T[a_{11}]$ をプローブの位置の補正データとして用いることで、プローブに取り付けた交流磁界によるプローブ姿勢検出センサによって取得された超音波断面画像データの座標 $(x, y, 0)$ を、従来のマニュアル走査と同様にアーチファクトの少くかつ再現性の高い3次元のボクセル・データの座標 (x', y', z') に変換することができる。その結果、メカニカルにプローブで乳腺を走査すると、組織を圧迫して再現性の高い腫瘍の形状が得られない恐れがある非常に柔軟でデリケートな組織である乳腺のような被測定物体に対しても高精度の超音波断面画像データの座標 $(x, y, 0)$ を生成できるようになる。

【0064】また、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データの座標 (x', y', z') とすることにより、取得した超音波断面画像（探針データ）を3次元座標変換した後、線形補間された等方的なボクセルの画像データの座標 (x', y', z') が生成できるようにする。

【0065】また請求項4に記載の発明は、請求項2に記載の腫瘍診断方法において、前記3次元座標変換工程における変換行列 $T[a_{11}]$ における各々の行列要素 a_{11} 、 $(i, j=1, 2, 3)$ は、 $a_{11} = \cos(\psi) \cdot \cos(\theta)$ 、 $a_{12} = \cos(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\phi) - \sin(\psi) \cdot \cos(\phi)$ 、 $a_{13} = \cos(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\phi) + \sin(\psi) \cdot \sin(\phi)$ 、 $a_{21} = \sin(\psi) \cdot \cos(\theta)$ 、 $a_{22} = \cos(\psi) \cdot \cos(\phi) + \sin(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\phi)$ 、 $a_{23} = \sin(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\phi) - \cos(\psi) \cdot \sin(\phi)$ 、

$$\begin{aligned}a_{31} &= -\sin(\theta), \\a_{32} &= \cos(\theta) \cdot \sin(\phi), \\a_{33} &= \cos(\theta) \cdot \cos(\phi)\end{aligned}$$

で定義されている論理構成の腫瘍診断方法である。

【0066】請求項4に記載の3次元画像取得過程によれば、請求項2に記載の効果に加えて、プローブの位置や姿勢を実時間ドッキングする必要がある従来のマニュアル走査やメカニカル走査作業に代えて、簡単な一次線形関数（正弦関数 \sin や余弦関数 \cos 、及びこれらの四則演算）で表現された変換行列 $T[a_{11}]$ をプローブの位置の補正データとして用いることで、プローブに取り付けた交流磁界によるプローブ姿勢検出センサによって取得された超音波断面画像データの座標 $(x, y, 0)$ を、それほど高い計算能力を持ち合わせていないパーソナルコンピュータ（PC）のような小規模のハードウェアを用いても、従来のマニュアル走査と同様にアーチファクトの少くかつ再現性の高い3次元のボクセル・データの座標 (x', y', z') に変換することができ、その結果、メカニカルにプローブで乳房を走査すると、組織を圧迫して再現性の高い腫瘍の形状が得られない恐れがある非常に柔軟でデリケートな組織である乳房のような被測定物体に対しても高精度の超音波断面画像データの座標 $(x, y, 0)$ を小規模のハードウェアでも高速・低コストで生成できるようになる。

【0067】また請求項5に記載の発明は、請求項1に記載の腫瘍診断方法において、前記特徴量演算工程で用いられる前記所定の統計量は、前記各ボクセルに対する輝度平均値、前記各ボクセルに対する輝度の重心と幾何学的な中心の距離、及び前記各ボクセルに対する輝度分散を含み、当該輝度平均値は、

$$\begin{aligned}\text{輝度平均値} &= \{\sum \sum f(i, j, k)\} / N' \\ \text{ただし、} i, j, k &= 0, 1, 2, \dots, N-1 \text{ (N: 自然数)} \text{ であり、} f(i, j, k) \text{ はボクセル} (i, j, k) \text{ における輝度値を表し、N (自然数) は参照ボクセル・ボリュームの大きさ、}\Sigma \text{ は総和記号で与えられ、当該各ボクセルに対する輝度の重心} (g_x, g_y, g_z) \text{ は、} \\ g_x &= \{\sum \sum \{f(i, j, k) \cdot (i+1)\}\} / \{\sum \sum f(i, j, k)\}, \\ g_y &= \{\sum \sum \{f(i, j, k) \cdot (j+1)\}\} / \{\sum \sum f(i, j, k)\}, \\ g_z &= \{\sum \sum \{f(i, j, k) \cdot (k+1)\}\} / \{\sum \sum f(i, j, k)\}\end{aligned}$$

で与えられ、当該各ボクセルに対する輝度の重心と幾何学的な中心の距離は、

$$\text{輝度の重心と幾何学的な中心の距離} = \{(g_x - c_x)^2 + (g_y - c_y)^2 + (g_z - c_z)^2\}^{1/2}$$

ただし、 $i, j, k = 0, 1, 2, \dots, N-1$ であり、 $f(i, j, k)$ はボクセル (i, j, k) における輝度値を表し、 N (自然数) は参照ボクセル・ボリュームの大きさ、 (g_x, g_y, g_z) は、それぞれ参照ボク

セル・ボリュームにおける輝度の重心の座標、 (c_x, c_y, c_z) は幾何学的な中心の座標で与えられ、当該各ボクセルに対する輝度分散は、

$$\begin{aligned}\text{輝度分散} &= \{\sum \sum \{f(i, j, k) - u\}^2\} / N' \\ \text{ただし、} i, j, k &= 0, 1, 2, \dots, N-1 \text{ であり、} \\ f(i, j, k) &\text{ はボクセル} (i, j, k) \text{ における輝度値を表し、N (自然数) は参照ボクセル・ボリュームの大きさ、} u \text{ は輝度平均値で与えられる論理構成の腫瘍診断方法である。}\end{aligned}$$

【0068】請求項5に記載の腫瘍抽出処理過程によれば、請求項1に記載の効果に加えて、輝度平均値が「腫瘍」領域では小さく、「正常組織」の領域では大きく、また、「境界」領域ではその中間の値をとると考えられることから、前述の特徴量演算工程で用いられる所定の統計量を、各ボクセルに対する輝度平均値 $\{\sum \sum f(i, j, k)\} / N'$ (ただし、 $i, j, k = 0, 1, 2, \dots, N-1$ (N: 自然数)、 $f(i, j, k) = \text{ボクセル} (i, j, k)$ における輝度値、 N は参照ボクセル・ボリュームの大きさ、 $\Sigma = \text{総和演算}$) のとして、その結果、2値化や微分オペレータなどの腫瘍の画像処理上では腫瘍領域の自動抽出を行うのは難しいような、輝度の低い「腫瘍」(tumor)、輝度の高い「正常組織」(normal tissue)、そして両者の「境界」(boundary)を識別できるようにする。

【0069】また輝度の重心と幾何学的な中心の輝度の重心と幾何学的な中心の距離の値が、「正常組織」の領域では輝度の重心と参照ボリュームの幾何学的な中心がほぼ一致するため小さく考えられ、「境界」の領域では境界面に境に輝度が一方に偏っていることにより大きな値になると考えられ、注目画素は「境界」であれば距離が大きく、逆に「正常組織」であれば距離が小さい値となることから、前述の特徴量演算工程に用いられる所定の統計量を、少なくとも、各ボクセルに対する輝度の重心と幾何学的な中心の距離とに基づいて決定している。

【0070】ここで、各ボクセルに対する輝度の重心 (g_x, g_y, g_z) は、以下の式で与えられる。

$$\begin{aligned}\text{【0071】} g_x &= \{\sum \sum \{f(i, j, k) \cdot (i+1)\}\} / \{\sum \sum f(i, j, k)\}, \\ g_y &= \{\sum \sum \{f(i, j, k) \cdot (j+1)\}\} / \{\sum \sum f(i, j, k)\}, \\ g_z &= \{\sum \sum \{f(i, j, k) \cdot (k+1)\}\} / \{\sum \sum f(i, j, k)\}\end{aligned}$$

また各ボクセルに対する輝度の重心と幾何学的な中心の距離は、以下の式で与えられる。

$$\begin{aligned}\text{【0072】} \text{輝度の重心と幾何学的な中心の距離} &= \{(g_x - c_x)^2 + (g_y - c_y)^2 + (g_z - c_z)^2\}^{1/2} \\ \text{ただし、} i, j, k &= 0, 1, 2, \dots, N-1, f(i, j, k) = \text{ボクセル} (i, j, k) \text{ における輝度}\end{aligned}$$

値、 N (自然数) = 参照ボクセル・ボリュームの大きさ、 (g_x, g_y, g_z) = それぞれ参照ボクセル・ボリュームにおける輝度の重心の座標、 (cx, cy, cz) = 幾何学的な中心の座標である。

【0073】また輝度の分布が、“腫瘍”の領域では小さく、“正常組織”と“境界”では大きな値になることを考慮して、前述の特徴量演算工程に用いられる所定の統計量を、各ボクセルに対する輝度分散を含んで決定している。

【0074】ここで、各ボクセルに対する輝度分散は、以下の式で与えられる。

$$[0075] \text{各ボクセルに対する輝度分散} = \{ \sum \sum \sum \{ f(i, j, k) - u \}^2 \} / N'$$

ただし、 $i, j, k = 0, 1, 2, \dots, N-1$, $f(i, j, k)$ = ボクセル (i, j, k) における輝度値、 N (自然数) = 参照ボクセル・ボリュームの大きさ、 u は輝度平均値である。

【0078】また請求項6に記載の発明は、請求項5に記載の腫瘍診断方法において、前記メンバシップ関数自動生成工程は、被検者の皮下脂肪の厚さや周囲乳腺組織の状態に起因して、乳腺超音波像上における輝度分布を含む統計量に変化がある場合、前記ファジィ推論に利用する当該メンバシップ関数を前記ボクセル毎に3次元ガウシアン・ラプラスフィルタの出力に基づいて自動作成する工程である、論理構成の請求項5に記載の腫瘍診断方法である。

【0077】請求項8に記載の発明によれば、請求項5に記載の効果に加えて、被検者の皮下脂肪の厚さや周囲乳腺組織の状態に起因して、乳腺超音波像上における輝度分布を含む統計量に変化がある場合、前述のメンバシップ関数自動生成工程は、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタの出力に基づいて、ファジィ推論に利用するメンバシップ関数をボクセル毎に自動作成する。すなわち、1種の2次元微分フィルタ、またはバンドパスフィルタであり、画像処理では対象の境界抽出においてよく使われている簡便な3次元ガウシアン・ラプラスフィルタを用いる結果、ボクセル・データの境界の位置で2次元微分がゼロとなり、またはフィルタの出力が正負の変化、すなわちゼロ交差 (Zero crossing) が現れる。これらの出力のゼロ・クロッシング点を連結すると境界となる。従って、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ出力のゼロ・クロッシング点を結ぶと、それが抽出しようとする対象領域の境界面となる。そこで、ゼロ・クロッシングによる“境界”抽出に加えて、出力*

$$3 \text{次元ガウシアン・ラプラスフィルタ } g(r) = (R^2 - 3\sigma^2) / \{ (2\pi^2)^{1/2} \cdot \sigma^2 \} \cdot \exp \{ -r^2 / 2\sigma^2 \}$$

ただし、 r = 原点からの距離、 σ = ガウシアン標準偏差、境界抽出工程は、3次元L O Gフィルタ工程で求めた3次元L O Gフィルタ出力のゼロ・クロッシング点を結ん

*の正値が輝度の低い“腫瘍”、負値が輝度の高い“正常組織”となることを利用して、ボクセルを3つのクラスに分類できるようになる。このような簡便なクラス分類を実行することにより、P C程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間 (高速) に計算 (画像処理) できるようにメンバシップ関数の自動作成が可能となる。

【0078】また請求項7に記載の発明は、請求項5に記載の腫瘍診断方法において、前記メンバシップ関数自動生成工程は、前記メンバシップ関数の作成に用いるボクセルを、

$$\text{前記3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ } g(r) \\ g(r) = (R^2 - 3\sigma^2) / \{ (2\pi^2)^{1/2} \cdot \sigma^2 \} \cdot \exp \{ -r^2 / 2\sigma^2 \}$$

r は原点からの距離、 σ はガウシアン標準偏差で表される3次元L O Gフィルタ出力から求める3次元L O Gフィルタ工程と、前記3次元L O Gフィルタ出力のゼロ・クロッシング点を結んで、抽出しようとする対象領域の“境界”を抽出する境界抽出工程と、当該3次元L O Gフィルタ出力が正値を示すボクセルを輝度の低い“腫瘍”に分類する腫瘍抽出工程と、当該3次元L O Gフィルタ出力が負値を示すボクセルを輝度の高い“正常組織”に分類する正常組織抽出工程と、前記腫瘍抽出工程において“腫瘍”と分類されたボクセルに対して、膨張・収縮処理を行って、正常組織内部に孤立的存在する“腫瘍”に分類されたボクセルや“境界”に分類されたボクセルを除去し、前記“腫瘍”に分類されたボクセルと他の輝度の低い領域が連結するような場合に両者を分析する膨張・収縮処理工程と、前記膨張・収縮処理工程の前後で共に“境界”に対して前記クラス分けが行われたボクセルのみに対して前記特徴量演算工程を実行して前記輝度平均値、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離及び前記輝度分散の3つの特徴量を計算するボクセル選択・特徴量計算工程と、前記ボクセル選択・特徴量計算工程で求めた3つの特徴量の各々に対して、各々の確率密度関数に応じた前記メンバシップ関数を求めるメンバシップ関数決定工程とを有する論理構成の腫瘍診断方法である。

【0079】請求項7に記載の発明によれば、請求項5に記載の効果に加えて、3次元L O Gフィルタ工程は、メンバシップ関数の作成に用いるボクセルを、以下の式で表される3次元L O Gフィルタ出力から求める。

$$[0080]$$

で、抽出しようとする対象領域の“境界”を抽出する。【0081】腫瘍抽出工程は、3次元L O Gフィルタ工程で求めた3次元L O Gフィルタ出力が正値を示すボクセルを輝度の低い“腫瘍”に分類する。

【0082】正常組織抽出工程は、3次元LoGフィルタ処理で求めた3次元LoGフィルタ出力が負値を示すボクセルを輝度の高い「正常組織」に分類する。

【0083】膨張・収縮処理工程は、腫瘍抽出工程において「腫瘍」と分類されたボクセルに対して、膨張・収縮処理を行って、正常組織内部に孤立的存在する「腫瘍」に分類されたボクセルや「境界」に分類されたボクセルを除去し、「腫瘍」に分類されたボクセルと他の輝度の低い閉領域が連結するような場合に、両者を分析する。このような処理を繰り返すことにより、クラス分けされた「腫瘍」ボクセル、「正常組織」ボクセルすべてに対して3つの特徴量を計算できるようになる。また、膨張・収縮処理前後で共に「境界」とクラス分けされたボクセルのみに対して3つの特徴量を計算することで、

【0084】ボクセル選別・特徴量計算工程は、膨張・収縮処理工程の前後で共に「境界」に対してクラス分けが行われたボクセルのみに対して特徴量演算工程を執行して輝度平均値（第1の特徴量）、輝度の重心と幾何学的な中心の距離（第2の特徴量）、輝度分散（第3の特徴量）の3つの特徴量を計算する。

【0085】メンバシップ関数決定工程は、ボクセル選別・特徴量計算工程で求めた3つの特徴量（第1乃至第3の特徴量）の各々に対して、各々の確率密度関数に応じたメンバシップ関数を求める。

【0086】また請求項8に記載の発明は、請求項5に記載の腫瘍診断方法において、前記メンバシップ関数決定工程において、前記3つの特徴量の各々に対する確率

$$P_1(x) = x/\sigma^2 \cdot \exp\{(-x^2 + \sigma^2)/\sigma^2\} \cdot I_0(x/\sigma^2),$$

ここで、 $I_0(x)$ は第1種第0次の変形ベッセル関数、で表現し、前記メンバシップ関数決定工程において、前記輝度平均値に対するメンバシップ関数を、「腫瘍」についてはレイリー分布で表現された確率密度関数で近似すると共に、「正常組織」と「境界」についてはガウス分布で表現された確率密度関数で近似し、前記メンバシップ関数決定工程において、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離に対するメンバシップ関数をレイリー分布で表現された確率密度関数で近似し、前記メンバシップ関数決定工程において、前記輝度分散に対するメンバシップ関数をレイリー分布で表現された確率密度関数で近似する論理構成の腫瘍診断方法である。

【0087】請求項8に記載の発明によれば、請求項5に記載の効果に加えて、メンバシップ関数決定工程は、ボクセル選別・特徴量計算工程で求めた3つの特徴量（第1乃至第3の特徴量）の各々に対して、各々の確率密度関数に応じたメンバシップ関数を求める場合、3つ

の特徴量（第1乃至第3の特徴量）の各々に対する確率密度係数を、以下の式で定義している。

$$【0088】P_1(x) = x/\sigma^2 \cdot \exp\{(-x^2 + \sigma^2)/\sigma^2\} \cdot I_0(x/\sigma^2)$$

ここで、 $I_0(x)$ は第1種第0次の変形ベッセル関数である。

【0089】このような $P_1(x)$ は、Rician関数とよばれている。Rician関数は、 $s=0$ のとき、Rayleigh分布となり、 s/σ が大きくなるとGaussianに近づく。

【0090】また超音波の反射源である散乱体が波長に比べて小さく、散乱体がランダムに分布している場合ではいわゆる画像にはスペckル・パターンが現れ、輝度変動はRayleigh分布となる。一方、波長に比べて大きな反射源や小さい反射源が存在する場合、Ricianはそのピーク位置が原点から徐々に離れ、Rayleigh分布からGaussianへと近づいていくことが示されている。一方、特徴量における輝度平均値についての確率密度関数は、超音波の確率密度関数と近似されるので、比較的輝度の低い「腫瘍」領域ではRayleigh分布となり、「境界」や「正常組織」ではサイズの大きな反射源の存在するGaussianとなることが予想できる。そこで、3つの特徴量（第1乃至第3の特徴量）の各々に対する確率密度係数としてRician関数を用いることにより、輝度平均値のメンバシップ関数については「腫瘍」をRayleigh分布で近似し、その他の「正常組織」と「境界」をGaussianで近似できるようにする。

【0091】また特徴量における輝度の重心と幾何学的な中心の距離については、「正常組織」及び「腫瘍」領域では小さく、「境界」領域では大きくなる傾向があるので、確率密度係数としてRician関数を用いることにより、輝度の重心と幾何学的な中心の距離のメンバシップ関数はRayleigh分布で近似できるようにする。

【0092】同様の主旨で、特徴量における輝度分散については、確率密度係数としてRician関数を用いることにより、輝度分散 v のメンバシップ関数はRayleigh分布で近似できるようにする。

【0093】また確率密度係数は、Rician関数とよばれている。Rician関数は、 $s=0$ のとき、Rayleigh分布となり、 s/σ が大きくなるとGaussianに近づく。また超音波の反射源である散乱体が波長に比べて小さく、散乱体がランダムに分布している場合ではいわゆる画像にはスペckル・パターンが現れ、輝度変動はRayleigh分布となる。一方、波長に比べて大きな反射源や小さい反射源が存在する場合、Ricianはそのピーク位置が原点から徐々に離れ、Rayleigh分布からGaussianへと近づいていくことが示されている。一方、特徴量における

輝度平均値についての確率密度関数は、超音波の確率密度関数と近似されるので、比較的輝度の低い“腫瘍”領域ではRayleigh分布となり、“境界”や“正常組織”ではサイズの大きな反射源の混在するGaussianとなることが予想できる。

【0094】このため、メンバシップ関数決定工程は、ボクセル選択・特徴量計算工程で求めた3つの特徴量（第1乃至第3の特徴量）の各々に対して、各々の確率密度関数に応じたメンバシップ関数を求める場合、輝度平均値に対するメンバシップ関数を、“腫瘍”についてはレイリー分布で表現された確率密度関数で近似し、“正常組織”と“境界”についてはGaussian分布で表現された確率密度関数で近似している。すなわち、第1特徴量に対する確率密度係数としてRician関数を用いることにより、輝度平均値のメンバシップ関数については“腫瘍”をRayleigh分布で近似し、その他の“正常組織”と“境界”をGaussianで近似できるようにする。またメンバシップ関数決定工程は、輝度の重心と幾何学的な中心の距離に対するメンバシップ関数をレイリー分布で表現された確率密度関数で近似している。すなわち、特徴量における輝度の重心と幾何学的な中心の距離については、“正常組織”及び“腫瘍”領域では小さく、“境界”領域では大きくする傾向があるので、第2特徴量に対する確率密度係数としてRician関数を用いることにより、輝度の重心と幾何学的な中心の距離のメンバシップ関数はRayleigh分布で近似できるようにする。同様にメンバシップ関数決定工程は、輝度分散に対するメンバシップ関数を、レイリー分布で表現された確率密度関数で近似している。すなわち、第3特徴量に対する確率密度係数としてRician関数を用いることにより、特徴量における輝度分散については、輝度分散 v のメンバシップ関数はRayleigh分布で近似できるようにする。

【0095】また請求項9に記載の発明は、請求項5に記載の腫瘍診断方法において、前記ファジィ推論工程は、前記メンバシップ関数決定工程において生成した前記輝度平均値に対するメンバシップ関数、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離に対するメンバシップ関数及び前記輝度分散に対するメンバシップ関数と前記ファジィ・ルールを含んで構成される前記ファジィ推論過程に基づいて、前記各ボクセルを、“腫瘍”のクラスに属するグレード、“正常組織”のクラスに属するグレード、“境界”のクラスに属するグレードの3つのグレードを用いて前記クラス分けを実行する工程を含み、当該ファジィ・ルールは、前記輝度平均値を u 、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離を d 、前記輝度分散を v としたとき、if then else条件文形式で表されたルール；

R1: if (u is small) and
(d is medium) and (v is

small) then the voxel is “tumor”.

R2: if (u is large) and (d is medium) and (v is large) then the voxel is “normal tissue”.

R3: if (u is medium) and (d is large) and (v is medium) then the voxel is “boundary”

で表現される論理構成の腫瘍診断方法である。

【0096】請求項9に記載の発明によれば、請求項5に記載の効果に加えて、ファジィ推論工程は、メンバシップ関数決定工程において生成した3つのメンバシップ関数とファジィ・ルールを含んで構成されるファジィ推論過程に基づいて、各ボクセルを、“腫瘍”のクラスに属するグレード、“正常組織”のクラスに属するグレード、“境界”のクラスに属するグレードの3つのグレードを用いてクラス分けを実行する工程を含んでいる。

【0097】ここで用いるファジィ・ルールは、輝度平均値を u 、輝度の重心と幾何学的な中心の距離を d 、輝度分散を v としたとき、if then else条件文形式で表された以下のルールとして定義されている。

【0098】R1: if (u is small) and (d is medium) and (v is small) then the voxel is “tumor”.

R2: if (u is large) and (d is medium) and (v is large) then the voxel is “normal tissue”.

R3: if (u is medium) and (d is large) and (v is medium) then the voxel is “boundary”

【0099】また、ファジィ推論工程で用いられるメンバシップ関数は、メンバシップ関数決定工程において生成した輝度平均値に対するメンバシップ関数、輝度の重心と幾何学的な中心の距離に対するメンバシップ関数、輝度分散に対するメンバシップ関数の3つを少なくとも含んでいる。

【0100】また請求項10に記載の発明は、請求項5に記載の腫瘍診断方法において、前記ファジィ推論工程は、前記輝度平均値を u 、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離を d 、前記輝度分散を v としたとき、前記メンバシップ関数決定工程において生成した前記輝度平均値に対するメンバシップ関数、前記輝度の重心と幾何学的な中心の距離に対するメンバシップ関数及び前記輝度分散に対するメンバシップ関数に基づいて前記各ボクセルにおける前記特徴量の各々に対する3つのクラスに属

31

するグレード $\mu_c|u, \mu_c|d, \mu_c|v, \mu_a|u, \mu_a|d, \mu_a|v, \mu_b|u, \mu_b|d, \mu_b|v$ の各々を求める第1論理工程と、当該グレード $\mu_c|u, \mu_c|d, \mu_c|v, \mu_a|u, \mu_a|d, \mu_a|v, \mu_b|u, \mu_b|d, \mu_b|v$ の各々の値を、前記ファジイ推論の機構に入力して前記各ボクセルの“腫瘍”らしさを規定するアナログ値 μ_1 、“正常組織”らしさを規定するアナログ値 μ_2 または“境界”らしさを規定するアナログ値 μ_3 を求める第2論理工程とを含み、当該ファジイ推論機構は、

$R1: \mu_1 = \min(\mu_c|u, \mu_c|d, \mu_c|v),$

$R2: \mu_2 = \min(\mu_a|u, \mu_a|d, \mu_a|v),$

$R3: \mu_3 = \min(\mu_b|u, \mu_b|d, \mu_b|v)$

ただし、 $\min(a_1, a_2, a_3)$ は a_1, a_2, a_3 の中から最小値を選択する演算で表現される論理構成の請求項5に記載の腫瘍診断方法である。

【0101】請求項10に記載の発明によれば、請求項5に記載の効果に加えて、第1論理工程は、メンバシップ関数決定工程で求めたメンバシップ関数に基づいて各ボクセルにおける特徴量の各々に対応する3つのクラスに属するグレード $\mu_c|u, \mu_c|d, \mu_c|v, \mu_a|u, \mu_a|d, \mu_a|v, \mu_b|u, \mu_b|d, \mu_b|v$ の各々を求める（輝度平均値 $=u$ 、輝度の重心と幾何学的な中心の距離 $=d$ 、輝度分散 $=v$ ）。

【0102】ここで、グレード $\mu_c|u, \mu_c|d, \mu_c|v, \mu_a|u, \mu_a|d, \mu_a|v, \mu_b|u, \mu_b|d, \mu_b|v$ の各々は、メンバシップ関数決定工程において生成した輝度平均値に対するメンバシップ関数、輝度の重心と幾何学的な中心の距離に対するメンバシップ関数及び輝度分散に対するメンバシップ関数に基づいて求められる。

【0103】第2論理工程は、グレード $\mu_c|u, \mu_c|d, \mu_c|v, \mu_a|u, \mu_a|d, \mu_a|v, \mu_b|u, \mu_b|d, \mu_b|v$ の各々の値に基づいて、ファジイ推論の機構に入力して各ボクセルの“腫瘍”らしさを規定するアナログ値 μ_1 、“正常組織”らしさを規定するアナログ値 μ_2 または“境界”らしさを規定するアナログ値 μ_3 を求める。ここで、第2論理工程で用いられるファジイ推論機構を、次式で定義している。

【0104】

$R1: \mu_1 = \min(\mu_c|u, \mu_c|d, \mu_c|v),$ *

$R1: \text{if } N_c > 1 \text{ and } N_a \geq 2 \text{ and } N_b = 1$

$\text{then } \mu_c \downarrow, \mu_a \downarrow, \mu_b \uparrow,$

$R2: \text{else if } N_a > 0 \text{ and } N_b \geq 1 \text{ and } N_c = 1$

$\text{then } \mu_c \uparrow, \mu_a \downarrow, \mu_b \downarrow,$

$R3: \text{else if } N_c = 0 \text{ and } N_b \geq 1 \text{ and } N_a \geq 1$

$\text{then } \mu_c \downarrow, \mu_a \uparrow, \mu_b \downarrow,$

$R4: \text{else if } N_c > N_a + 12$

$\text{then } \mu_c \uparrow, \mu_a \downarrow, \mu_b \downarrow,$

$R5: \text{else if } N_a > N_c + 12$

32

* $R2: \mu_2 = \min(\mu_a|u, \mu_a|d, \mu_a|v),$

$R3: \mu_3 = \min(\mu_b|u, \mu_b|d, \mu_b|v)$

(ただし、 $\min(a_1, a_2, a_3) = a_1, a_2, a_3$ の中から最小値を選択する演算)。

【0105】これにより、前述のif then else条件文形式で表されたルールにおける“if~then”の条件文中の“and”論理演算は「ある事実の起こりうる確率が、それぞれの条件のうちの最小の確率となる」ことを意味する条件式をファジイ論理式で表現できるようにする。

【0106】また請求項11に記載の発明は、請求項5に記載の腫瘍診断方法において、前記デファジイ工程における、前記他線法に基づいた前記非ファジイ化過程を前記各ボクセルに対して行う工程は、前記前記各ボクセルにおける前記特徴量の各々に対する3つのクラスに属するグレードの画像 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ から他線法に基づく前記非ファジイ化過程処理を行って全ボクセル・データを3つの領域に前記クラス分けを実行する際に、

(1) 注目するボクセルが“腫瘍”であれば、“正常組織”に分類されたボクセルとは接しない、(2) 注目するボクセルが“境界”であれば、“必ず”腫瘍”と“正常組織”のボクセルに接する、(3) 注目するボクセルが“正常組織”であれば、“腫瘍”に分類されたボクセルとは接しないといった規則に基づいて、“腫瘍”と接する“正常組織”を“境界”と定義する工程を含み、前記デファジイ工程における、前記“腫瘍”、“正常組織”または“境界”のいずれかに分類した腫瘍領域の最終決定を行う工程は、すべてのボクセルを、“腫瘍”のグレードを示す画像 μ_1 、“正常組織”のグレードを示す画像 μ_2 または“境界”のグレードを示す画像 μ_3 のうち最大値をとるクラスに基づいてラベル付けするラベル付け工程と、前工程に続いて、注目ボクセルに連結する $3 \times 3 \times 3$ の領域内における“腫瘍”の領域のラベルの数 N_1 、“正常組織”の領域のラベルの数 N_2 、及び“境界”の領域のラベルの数 N_3 をそれぞれに計算するラベル数計算工程と、当該ラベルの数 (N_1, N_2, N_3) の各々を局所的な制約ルールに入力する処理を並列的に反復する並列反復工程とを含み、前記局所的な制約ルールは、if then else条件文形式で表された

40 ルール;

33

34

```

      then  $\mu_e \downarrow, \mu_n \uparrow, \mu_b \downarrow$ ,
R6: else
      then  $\mu_e \downarrow, \mu_n \downarrow, \mu_b \uparrow$ ,

```

ただし、記号 \uparrow はその値にある定数Cを加えること、記号 \downarrow はその値から定数Cを減ずることを意味しているで表現される論理構成の腫瘍診断方法である。

【0107】請求項11に記載の発明によれば、請求項5に記載の効果に加えて、前述のデファジイ工程における、強硬法に基づいた非ファジイ化過程を各ボクセルに対して行う工程は、各ボクセルにおける特徴量（輝度平均値、輝度の重心と幾何学的な中心の距離、輝度分散）の各々に対する3つのクラスに属するグレードの画像（ μ_e, μ_n, μ_b ）から強硬法に基づく非ファジイ化過程処理を行って全ボクセル・データを3つの領域にクラス分けを実行する際に、以下の規則に基づいて、“腫瘍”と接する“正常組織”を“境界”と定義する。

【0108】規則（1）注目するボクセルが“腫瘍”であれば、“正常組織”に分類されたボクセルとは接しないと定義する。

【0109】規則（2）注目するボクセルが“境界”であれば、必ず“腫瘍”と“正常組織”のボクセルに接すると定義する。

【0110】規則（3）注目するボクセルが“正常組織”であれば、“腫瘍”に分類されたボクセルとは接しない。これにより、3つの属性に関するグレードの画像（ μ_e, μ_n, μ_b ）から強硬法に基づくデファジイ（非ファジイ化過程）処理によって全ボクセル・データを3つの領域にクラス分けできるようになる。

【0111】また、“腫瘍”、“正常組織”または“境界”のいずれかに分類して腫瘍領域の最終決定を行う工程として、ラベル付け工程、ラベル数計算工程、並列反復工程が前述のデファジイ工程において実行される。

【0112】ここでラベル付け工程は、“腫瘍”のグレードを示す画像 μ_e 、“正常組織”のグレードを示す画

* 像 μ_n 、または“境界”のグレードを示す画像 μ_b の中で最大値をとるクラスに基づいて、すべてのボクセルに対するラベル付けを行う工程である。

【0113】またラベル数計算工程は、前述のラベル付け工程に続いて、注目しているボクセル（注目ボクセル）に連結する（連続して連なる） $3 \times 3 \times 3$ （ボクセル）の領域（3次元領域）内に存在する“腫瘍”の領域のラベルの数 N_e 、“正常組織”の領域のラベルの数 N_n 、及び“境界”の領域のラベルの数 N_b をそれぞれ計算する工程である。

【0114】また並列反復工程は、ラベル数計算工程で算出したラベルの数（ N_e, N_n, N_b ）の各々を局所的な制約ルールに入力する処理を、3次元画像を構成するボクセルに対して並列的に反復する工程である。

【0115】これにより、すべてのボクセルは、“腫瘍”、“正常組織”及び“境界”のグレードを示す3つの画像（ μ_e, μ_n, μ_b ）の中で最大値をとるクラスによってラベル付けされる。次に、注目ボクセルに連結する $3 \times 3 \times 3$ の領域内における“腫瘍”、“正常組織”及び“境界”の3つの領域のラベルの数（ N_e, N_n, N_b ）をそれぞれに計算し、局所的な制約ルールに入力する。更に、局所的な制約条件によって生じる矛盾が生じた場合は、条件を満たすように μ_e, μ_n, μ_b の値を徐々に更新していく。この処理を並列的に反復することによって、最終的にボクセルを“腫瘍”、“正常組織”、または“境界”に分類する。

【0116】また、並列反復工程で用いられる局所的な制約ルールを、if then else 条件文形式で表された以下のルールで規定している。

【0117】

```

R1: if  $N_e > 1$  and  $N_b \geq 2$  and  $N_n = 1$ 
      then  $\mu_e \downarrow, \mu_n \downarrow, \mu_b \uparrow$ ,
R2: else if  $N_n > 0$  and  $N_b \geq 1$  and  $N_e = 1$ 
      then  $\mu_e \uparrow, \mu_n \downarrow, \mu_b \downarrow$ ,
R3: else if  $N_e = 0$  and  $N_b \geq 1$  and  $N_n \geq 1$ 
      then  $\mu_e \downarrow, \mu_n \uparrow, \mu_b \downarrow$ ,
R4: else if  $N_n > N_e + 12$ 
      then  $\mu_e \uparrow, \mu_n \downarrow, \mu_b \downarrow$ ,
R5: else if  $N_n > N_e + 12$ 
      then  $\mu_e \downarrow, \mu_n \uparrow, \mu_b \downarrow$ ,
R6: else
      then  $\mu_e \downarrow, \mu_n \downarrow, \mu_b \uparrow$ ,

```

（ただし、 $A \uparrow$ はAの値にある定数Cを加えること（ $A + C$ ）を意味する演算子、 $A \downarrow$ はAの値から定数Cを減ずること（ $A - C$ ）を意味する演算子）

具体的には、各ボクセルについて R1～R6 は順番に処

理され、どれかが成立した場合には後のルールは無視される。また、このデファジイ処理は並列的に繰り返行われ、全ボクセル・データに対する μ_e, μ_n, μ_b の变化量の合計がある閾値になったときに終了する。

35

の時点で、各ボクセルに対して μ_1 、 μ_2 、 μ_3 の中で最大の値をとる要素がそのボクセルの属性として決定される結果、最終的に各ボクセルに“腫瘍”、“正常組織”、または“境界”のいずれかの要素を割り当てることになる。また、周囲ボクセルの持つ“腫瘍”、“正常組織”及び“境界”のいずれかの要素を割り当てている。従って、例えば、あるボクセルの“境界”に属するグレード μ_3 が初めは大きかったとしても、周囲に“腫瘍”（あるいは“正常組織”）に属するグレードの大きいボクセルだけが存在する場合、そのボクセルの“腫瘍”（あるいは“正常組織”）であるグレード μ_1 （あるいは μ_2 ）は反復処理によって大きく、“境界”と“正常組織”（あるいは“腫瘍”）に属するグレード μ_1 と μ_2 （あるいは μ_3 ）はより小さく変更されていく（R3、R5参照）。逆に、あるボクセルの“境界”らしきのグレード μ_3 が初めは小さかったとしても周囲に2つ以上の“境界”、1つ以上の“腫瘍”と“正常組織”らしきのグレードの大きいボクセルがあれば、そのボクセルの“境界”らしきのグレードはより大きな値に、“腫瘍”と“正常組織”らしきのグレードはより小さな値に更新されていく（R1参照）。

【0118】また請求項12に記載の発明は、請求項11に記載の腫瘍診断方法において、前記ラベル付け工程は、前記局所的な制約条件によって生じる矛盾が生じた場合、“腫瘍”のグレードを示す画像、“正常組織”のグレードを示す画像、または“境界”のグレードを示す画像の値を条件を満たすように徐々に更新する更新工程を含む論理構成の腫瘍診断方法である。

【0119】請求項12に記載の発明によれば、請求項11に記載の効果に加えて、更新工程が前述のラベル付け工程において実行される。

【0120】ここで更新工程は、並列反復工程実行時に用いられる局所的な制約条件によって矛盾が生じた場合、“腫瘍”のグレードを示す画像、“正常組織”のグレードを示す画像、または“境界”のグレードを示す画像の値を、条件を満たすように徐々に更新する工程である。

【0121】本発明におけるメンバシップ関数は、乳腺超音波像のボクセル・データに対する3次元LoGフィルタの出力、すなわち正・負値及びゼロ・クロッシングの3つの領域について、本発明で用いた各特徴量、そして輝度の重心のずれのそれぞれのヒストグラムをRayleigh分布とGaussianで近似することによって自動生成されている。そして、作成されたメンバシップ関数とファジィ・ルールからなるファジィ推論機構を用いて、ボクセル・データに関する3つのクラスに属するグレードを表す画像を求め、そこから抽籤法の考え方を利用したデファジィ処理によって腫瘍の領域を徐々に修正しながら最終的に確定する。

【0122】ここで、すべてのボクセルは、“腫

36

瘍”、“正常組織”及び“境界”のグレードを示す3つの画像（ μ_1 、 μ_2 、 μ_3 ）の中で最大値をとるクラスによってラベル付けされる。次に、注目ボクセルに連結する $3 \times 3 \times 3$ の領域内における“腫瘍”、“正常組織”及び“境界”の3つの領域のラベルの数（ N_1 、 N_2 、 N_3 ）をそれぞれに計算し、局所的な制約ルールに入力する。更に、局所的な制約条件によって生じる矛盾が生じた場合は、条件を満たすように μ_1 、 μ_2 、 μ_3 の値を徐々に更新していく。この処理を並列的に反復することによって、最終的にボクセルを“腫瘍”、“正常組織”、または“境界”に分類する。

【0123】また請求項13に記載の発明は、請求項1に記載の腫瘍診断方法において、前記腫瘍凹凸不定量化工程は、前記腫瘍の形状が球のときに前記腫瘍形状判定パラメータの値が1となるように前記 κ を正規化する定数正規化工程と、前記腫瘍凹凸不定量化工程は、最終的に抽出された前記腫瘍を構成するボクセルの総和として前記腫瘍の体積を計算する腫瘍体積算定工程と、腫瘍の輪郭としてラベリングされたボクセルに対して、隣接する3つのボクセルの組み合わせを作る第1工程と、当該第1工程に続いて、当該隣接する3つのボクセルの組み合わせで形成される三角形の面積の総和を前記腫瘍の表面積とする第2工程とを含む腫瘍表面積算定工程を含む論理構成の腫瘍診断方法である。

【0124】請求項13に記載の腫瘍凹凸不定量化工程によれば、請求項1に記載の効果に加えて、乳腺腫瘍の診断を支援するために、抽出された腫瘍に対して表面形状を3次元表示するとともに、その幾何学的な凹凸を評価する。抽出した腫瘍の表面積の3乗と体積の2乗との比 $S/V \text{ ratio}$ をパラメータを利用して腫瘍の表面形状の凹凸不整を定量化している。更に加えて、良悪性の両者に対してこの $S/V \text{ ratio}$ （所定の閾値）を用いて両者のグループ分けを行う。

【0125】のために請求項13に記載の腫瘍抽出処理過程では、腫瘍凹凸不定量化工程を実行することにより、腫瘍表面形状の凹凸の度合いを測る指標として腫瘍の表面積、体積を利用した腫瘍形状判定パラメータ（ $\gamma = (S^3/V^2)^{1/3} / \kappa$ ）を計算する。腫瘍の表面が滑らかであれば γ は小さくなり、表面が凹凸の性状を呈すれば γ は大きな値になる。そこでこの腫瘍凹凸不定量化工程に続いて形状判定工程を実行することにより、計算した腫瘍形状判定パラメータが所定の閾値（ $S/V \text{ ratio}$ ）未満である場合に腫瘍の表面が滑らかであると判定する一方、閾値（ $S/V \text{ ratio}$ ）以上である場合に腫瘍の表面が凹凸の性状を呈していると判定する。形状判定工程に続いて腫瘍診断工程を実行することにより、形状判定工程において表面が滑らかであると判定した腫瘍を良性腫瘍と診断し、表面が凹凸の性状を呈していると判定した腫瘍を悪性腫瘍と診断する。

【0126】腫瘍表面の3次元表示は、前述したよう

に、サーフェス・レンダリングなる陰影法によって行われており、表面の3次元形状の微妙な凹凸変化を容易に観察することができるようになる。

【0127】また、腫瘍凹凸不整定量化工程に腫瘍体積算定工程を設けることにより、最終的に抽出された腫瘍を構成するボクセルの総和として腫瘍の体積を計算する。この腫瘍の体積に応じて、腫瘍表面形状の凹凸の度合いを測る指標として腫瘍の表面積、体積を利用した腫瘍形状判定パラメータ ($\gamma = (S^3/V^2)/\kappa$) を計算する。この腫瘍凹凸不整定量化工程に続いて前述の形状判定工程を実行し、計算した腫瘍形状判定パラメータに応じて腫瘍の表面の滑らかさや凹凸の性状を判定する。形状判定工程に続いて腫瘍診断工程を実行し、形状判定工程において表面判定結果に応じて腫瘍の良性/悪性を診断する。

【0128】腫瘍体積算定工程は、ボクセルを基本単位とする計算を行うので、コンパクトで安価なPCのようなコンピュータリソースで高速に自動的に実行でき、乳腺腫瘍の初期診断、集団検診として有効な手段となる。

【0129】更に加えて、腫瘍凹凸不整定量化工程に腫瘍体積算定工程を設けることにより、最終的に抽出された腫瘍を構成するボクセルの総和として腫瘍の体積を計算する。更に加えて、腫瘍凹凸不整定量化工程に腫瘍表面積算定工程を設け、第1工程を実行することにより、腫瘍の輪郭としてラベリングされたボクセルに対して、隣接する3つのボクセルの組み合わせを作成する。また第1工程に続いて第2工程を実行することにより、隣接する3つのボクセルの組み合わせで形成される三角形の面積の総和を腫瘍の表面積として算出する。更に加えて、この腫瘍の体積に応じて、腫瘍表面形状の凹凸の度合いを測る指標として腫瘍の表面積、体積を利用した腫瘍形状判定パラメータを計算する。この腫瘍凹凸不整定量化工程に続いて前述の形状判定工程を実行し、計算した腫瘍形状判定パラメータに応じて腫瘍の表面の滑らかさや凹凸の性状を判定する。形状判定工程に続いて腫瘍診断工程を実行し、形状判定工程において表面判定結果に応じて腫瘍の良性/悪性を診断する。

【0130】第1工程や第2工程を含む腫瘍表面積算定工程は、ボクセルを基本単位とする計算を行うので、コンパクトで安価なPCのようなコンピュータリソースで高速に自動的に実行でき、乳腺腫瘍の初期診断、集団検診として有効な手段となる。

【0131】

【発明の実施形態】【本実施形態の技術背景】欧米において乳癌がすでに女性の癌による死亡原因の第1位にランクされている。日本での乳癌発生率は急上昇傾向にあり、2001年に乳癌が女性の癌の発生率の第1位になるとも予測されている。しかし、今のところ、乳癌を予防する最善の方法というものはない。乳癌の早期発見・早期治療が極めて重要となる。

【0132】乳癌に発生する腫瘍には大別して悪性腫瘍(癌)と嚢胞や線維腺等の良性腫瘍がある。乳腺腫瘍診断の最大特徴は、良悪性の識別、すなわち乳腺腫瘍の中からの乳癌の判別診断が重要である。

【0133】日常の乳腺腫瘍の診断には視・触診の臨床的診断法が基本的な方法と見なされるが、画像診断法として、X線Mammographyと超音波診断が必須であり、その他、医用共鳴画像(Magnetic Resonance Imaging: MRI画像)や組織診断などがある。MRIは装置が高価で大掛かりなため、今のところ、乳腺腫瘍診断における画像診断法としてX線Mammographyと超音波検査がよく使われている。

【0134】日常の乳癌の診断は、概略的に、次のような手順で行われている。まず、視・触診で腫瘍の存在が疑われるときは、次に画像診断、すなわち、X線Mammographyあるいは超音波検査に移る。視・触診とMammography、視・触診と超音波検査、あるいはこの三者を併用して乳腺腫瘍診断を行うことが多い。しかし、これでもなお癌の確診のつかない場合は、次のステップとして細胞診を行う。これらの診断法には、それぞれの長所と短所がある。すなわち、視・触診は、乳腺腫瘍臨床診断における基本的かつ重要な診断法であるが、腫瘍がまだ小さい、あるいは乳房の深部にある場合は、診断が困難となる。

【0135】X線Mammographyは、乳腺組織のX線エネルギーに対する吸収力の差によって映像化する技術であり、高い分解能の画像が得られるが、30歳以下の若年層の場合は、dense breastのため、X線Mammographyによる腫瘍の抽出は困難である。さらに、X線による被曝の心配もある。

【0136】超音波画像は、容易に無侵襲かつリアルタイムで得られるというメリットを有するが、スペック・イズなど、超音波の波動性の強さから起因した屈折、回折現象や干渉現象によって著しく劣化したものとなっているものが多い。また、臨床診断においては、検者が連続的に画面に表れる腫瘍部位の断層画像(超音波断層画像データ121a)を観察しながら、腫瘍の幾何学的な特徴を推測し、その輪郭が滑らかか不整かなどに対する理解と評価によって良悪性を鑑別している。これは、検者の経験や専門知識などによるところが大きい。また、断層像だけでは腫瘍の表面形状を把握しにくい場合がある。

【0137】細胞診は、信頼性が高いが、侵襲性の検査であり、被検者に苦痛を与える問題がある。

【0138】従って、乳癌の発生率が急上昇傾向にある現状では、以下のような機能を持つ乳腺腫瘍診断支援システムの開発が望まれる。

【0139】すなわち、(1)腫瘍がまだ小さいときに早期発見ができること。(2)被検者に被曝の危険を与

えることなく安全に診断ができること。(3)腫瘍の表面形状を3次元的に表示することができること。特に、その表面形状の凹凸不整を定量的に評価することができること。(4)無侵襲、非観血であり、被検者に苦痛を与えないこと。(5)システムの安全性及び信頼性が高いこと。

【0140】X線Mammographyあるいは超音波検査による乳腺腫瘍の診断は、乳腺のX線像あるいは超音波断面画像における腫瘍の形状、すなわち、良性腫瘍はその輪郭が滑らか、悪性腫瘍(癌)は凹凸不整などといった形状診断によって行われている。これまでに、こういった画像上に表れる腫瘍の形状的な情報を利用して乳房X線画像から乳癌を自動認識する研究がいくつか行われている。D. Brzakovicらは、X線Mammographyから実験的に選んだ閾値による2値化処理により腫瘍領域の候補を選び、次いで抽出された腫瘍候補領域の面積、形状、エッジ部分の濃度変化などのパラメータにより良悪性を評価している。また、キム(C. Kimme)ら、及びウェイ(D. Wei)らによって乳房X線像における局所的テクスチャ解析による腫瘍の評価法も開示されている。これらの方法の基本的な特徴は、まず、乳腺の断面画像に対して2値化、または通常のエッジ抽出処理を行って腫瘍の候補領域を抽出し、そして抽出された腫瘍候補領域の2次元的な形状やテクスチャなどを評価することによって癌の診断を行うものである。X線MammographyはX線の乳腺に対する透過像であり、比較的高い分解能が得られることから、画像処理による腫瘍の抽出が容易にできる利点がある。しかし、3次元的な腫瘍領域に対して2次元の情報だけを利用した腫瘍の良悪性の判別診断は十分であるとは言い難い。特に、腫瘍がまだ小さいときに、その2次元の輪郭形状からの良悪性の鑑別は困難となる場合がある。

【0141】一方、超音波検査による乳腺腫瘍の診断では、X線Mammographyと比較して有利な点がいっぱいある。すなわち、超音波画像は透過像ではなく断面画像(超音波断面画像データ121a)として得られること、超音波式プローブ121を体表面に接触させるだけで、容易に長時間で乳腺内部を観察できること、被検者に対する苦痛が少なくないこと、そして被曝の危険性がなく安全であることなどである。また、3次元的に腫瘍領域に関する断面画像(超音波断面画像データ121a)を取得し、さらに3次元処理を施すことによって腫瘍領域を抽出することができれば、腫瘍表面の3次元表示や表面形状の定量的計測及び評価が可能と予想されるため、より高い精度での良悪性の判別診断が期待できる。

【0142】超音波画像は生体部位の断面画像(超音波断面画像データ121a)として、パルス・エコー法に基づく超音波診断装置によって得られる。パルス・エコー

法の原理は、魚群探知機やレーダーと同じである。この原理による超音波診断装置は、疾患部位の断面画像(超音波断面画像データ121a)を容易に無侵襲、かつリアルタイムで得られるというメリットのため、臨床分野で広く普及している。

【0143】超音波による画像診断は、検査者が手で持つ超音波式プローブ121を疾患部位の内部をくまなく走査しながら、画面上に表れる超音波画像を観察して、みずからの専門知識と経験を用いて頭の中で疾患部位に関する3次元的な形状の再構築や評価などを行っているのが現状である。これは、検査者の経験や専門知識によるところが大きい。また個人差によって異なる理解や評価結果になることがあると考えられる。従って、疾患部位を3次元表示することによって共通な認識に基づく客観的な理解や判断、そして3次元計測並びに評価をすることにより定量的診断を行うことのできる腫瘍診断方法の開発が望まれる。

【0144】対象とする生体部位の3次元表示及びその体積や3次元形状の評価を行うためには、あらかじめその対象部位を抽出することが不可欠である。これまでに、MRIやX線CTなどの医用画像に対して微分オペレータや2値化処理など従来の画像処理法を用いた境界自動抽出に関する研究は、数多く行われている。ところが、超音波画像では、スペックルと呼ばれる斑状のノイズや音響陰影などのアーチファクトのため、MRIやX線CTなどの他の医用画像に対して行うのと同じような境界抽出法を適用することは困難である。超音波を用いて循環器領域における左心室の体積を評価する目的で、対象を2次元の左心室超音波画像に限定し、その内臓、または外臓境界の抽出に関する研究が行われている。J. Fengらによって開示された方法は、左心室の中心点から放射方向に検索して内臓を検出し、そして各放射方向における左心室外臓の輝度変化の先験的な知識をフジィ推論によってまとめることによって外臓境界の範囲を求め、そこから抽出された内臓点を用いて外臓点を決定するものである。左心室の場合は、心臓境界におけるコントラストが高く、内臓境界の候補点が比較的容易に求められる。また、心臓外における輝度の変化及び心臓厚さに関する先験的な知識を用いられるため、良好な心臓外臓の候補点を抽出できている。

【0145】胎児の膀胱を対象として、その体積の計測を目的とした境界の自動抽出法が大筋によって開示されている。この腫瘍診断方法は、まず超音波式プローブ121をメカニカルに走査して3次元的に取得された超音波画像に対して、ニューラル・ネットワークによって膀胱を抽出し、そしてバブル・フロッギング法によって膀胱の体積を計測しようとするものである。この方法では、小ボリュームにおけるボクセルの輝度ヒストグラムの分布から各ボクセルを輝度の低い原の「液体」、輝度の高い周囲「軟部組織」、そして輝度変化の激しい両者

の「境界」という3つのクラスに分類することによって処理を簡素化している。床の「液体」の輝度値が「周囲」軟部組織の輝度よりはるかに低いため、「境界」における輝度のコントラストが高く、比較的容易に抽出することができる。胎児の膀胱の体積が計算されれば、その変化から胎児の排尿量を計算することが可能となり、胎児の健康状態を把握することができる。

【0146】超音波画像で表示される乳腺腫瘍の特徴は、良性及び悪性ともに正常組織と比較して、そのエコー・レベル、すなわち画像の輝度が低いことである。このことは、両者の輝度レベルの差を利用して両者を判別することが難しいことを意味する。そこで、超音波画像における腫瘍輪郭線の幾何学的形状の不整が利用されるが、断面画像（超音波断面画像データ121a）だけでは複雑な形状を有する悪性腫瘍の特徴を把握しにくい場合がある。このような場合には、直線的に腫瘍表面形状を3次元的に表示することが望まれる。さらに、腫瘍の表面形状の幾何学的な凹凸の定量的な計測並びに評価を行えば、より定量的、精度の高い乳癌判別診断が可能となると予想される。

【0147】乳腺腫瘍の表面を3次元的に表示並びに評価するためには、あらかじめ腫瘍の領域を抽出することが必要である。しかし、超音波画像における乳腺腫瘍は正常組織と比較して輝度が低いが、境界におけるコントラストが胎児や心臓など場合より低いため、また超音波像については、音響陰影などの顕著なアーチファクト、及び筋層など腫瘍以外の比較的low輝度の組織が存在するため、2値化処理など従来の画像処理法では腫瘍の抽出を行うのは難しい。また、乳腺腫瘍が、胎児や心臓及び膀胱などよりかなり小さい、また乳房が表在性臓器部位であり非常にデリケートな組織のため、腫瘍部位に関する超音波画像を3次元的に収集するのは難しい側面がある。従って、今のところ、実際に超音波3次元画像を用いて乳腺腫瘍の自動抽出を行うような方法はまだ開発されていない。

【0148】【乳腺腫瘍とその診断】乳房は、乳腺組織と脂肪及びそれらを支える結合組織からなっている。乳腺組織（Mammary Gland）は、乳管・腺泡などの上皮系組織と間質・脂肪組織などの間葉系組織によってなっており、クーパー韧带（Cooper's Ligaments）によって固定されている。

【0149】乳房に発生する腫瘍は大別して二種類に分けられる。すなわち、嚢胞（Cyst）や線維腺腫（Fibroadenoma）などのような良性腫瘍（Benign Tumor）と、転移能力を持ち浸透する組織に浸潤する悪性腫瘍（癌）（Malignant Tumor）である。乳腺腫瘍診断の大きな特徴は、常に良悪性の鑑別が中心となる。すなわち、1cm以下の悪性腫瘍（癌）をいかに正確に発見するかということと、比較的大きな腫瘍の場合はいかに良悪性を鑑別できるか

ということである。

【0150】乳癌の発生率、死亡率は年々高くなってきており、乳癌を予防する最善の方法のない現状では、早期発見・早期治療が、乳癌による罹患者の減少につながることを期待される。

【0151】日常の乳腺腫瘍診断は、概略的に次のような手順で行われる。まず、視診（Visual Inspection）・触診（Palpation）による乳癌の臨床診断を行う。視・触診で腫瘍の存在が疑われるときは、次に、画像診断、すなわちX線CT Mammographyあるいは超音波検査（Sonography）に移る。画像診断は、通常画像上に表される乳腺腫瘍領域の形態情報に基づいて診断を行う方法がある。すなわち、乳腺腫瘍領域が周囲の正常組織に比べて、X線Mammography上において明い輝度値を示し、超音波画像上では暗い輝度値を示している。また、良性腫瘍が、画像上に平滑、整、円形あるいは楕円形などのような規則的な形状を示すのに対して、悪性腫瘍は凹凸、不整、星や蟹のような不規則的な形状を示している。しかし、腫瘍がまだ小さい、形状的にはいまいであるなどのときは、2次元の画像上に表れる輪郭の形状からは腫瘍の確診がつかない場合がある。このような場合は、次のステップとして穿刺吸引細胞診（Fine Needle Aspiration Cytology）を行う。しかし、これでもなお良悪性の判別がつかないときは生検の適応となる。乳癌の確診が確定すれば、遠隔転移の有無を調べたり、乳癌としての入院治療（手術）となる。

【0152】これらの診断法には、次のような特徴が挙げられる。

【0153】すなわち、（1）視・触診は、乳腺腫瘍臨床診断の基本的かつ重要な方法であるが、腫瘍がまだ小さい、あるいは乳房の深部に存在する場合は、診断が困難となる場合がある。（2）X線Mammographyは、乳腺組織のX線に対する透過性の差を利用して腫瘍を映像化する技術であり、透過性に差が顕著な組織の場合は良好な画像が得られるが、dense breastのような透過性の差のない組織では腫瘍の抽出は困難である。また、撮影時の乳房圧迫による痛みや、X線による被曝の心配などの問題もある。（3）超音波検査は、乳腺組織のインピーダンスが超音波に対する反射や散乱などのエコー強度を映像化する技術であり、組織の密度差が大きければそのインピーダンスの境界での反射は強く透過は小さくなり、密度差が小さければ反射が小さく透過は大きくなることで、乳腺組織の透過性に差のないところでの腫瘍の映像化が可能である。また、超音波検査は、無侵襲、リアルタイムかつ破壊の危険性はなく安全であることなどの利点を有する。しかし、超音波による画像診断は、連続的に画面上に表れる腫瘍部位の2次元的な断面画像（超音波断面画像データ121a）

を観察しながら診断を行っており、2次元の断層像だけでは腫瘍の幾何学的な形状を把握しにくい場合がある。このような場合は、腫瘍表面の3次元表示及びその幾何学的な凹凸に対する定量的な評価が望まれる。腫瘍の表面形状を3次元図に表示し、さらにその凹凸を定量的に評価できれば、より高い精度での診断が可能と予想される。(4)細胞診、及び生検は、侵襲性の検査であり、被検者に苦痛を与える。

【0154】日常の診断において、視・触診とX線Mammography、視・触診と超音波検査、あるいはこの三者の併用で乳腺腫瘍診断を行う場合が多い。特に、近年高周波の探触子の開発によって解像力の向上を遂げた超音波検査は、乳腺腫瘍診断に不可欠なものとなっている。

【0155】【本実施形態の目的】乳癌は女性の癌による脂肪の主な原因の一つである。日本でも、ごく近い将来、乳癌が女性癌の発生率の第1位を示すと予測されており、乳癌の早期発見・早期治療の必要性がますます高まってきた。

【0156】日常の乳腺腫瘍の画像診断にX線Mammographyと超音波検査がある。これらの画像診断は、画像上に表れる乳腺腫瘍領域の輪郭形状の特徴を利用して行われている。すなわち、良性腫瘍と比較すると乳癌はその輪郭が凹凸不整を呈することである。X線MammographyはX線の乳腺に対する透過像であり、高い分解能の画像が得られることから、これまで2値化処理などによって腫瘍の領域を抽出し、そして2次元画像における腫瘍領域の面積と輪郭形状などのパラメータを用いて乳癌を判別する方法が開示されている。しかし、X線像を用いた乳癌の判別方法は2次元的な輪郭形状に対する評価に過ぎないため、腫瘍がまだ小さいときには乳癌の判別診断が困難となる場合がある。一方、超音波検査は、乳腺を断層画像(超音波断層画像データ121a)として容易に無侵襲、安全かつリアルタイムで観察することができる利点を有する。特に、近年において高周波の探触子の開発によって画質と分解能が向上し、5mm以下の腫瘍の発見も可能になっている。超音波検査は、検者が画面上に表れる腫瘍部位の断層画像(超音波断層画像データ121a)を観察しながら、腫瘍表面形状の凹凸などを推測して良悪性の鑑別を行っているのが現状である。

【0157】これには、(1)検者の経験や専門知識などによるところが大きい。理解の個人差により診断の客観性を欠く場合がある。(2)断面だけでは腫瘍の輪郭形状を把握しにくい場合があり、良悪性の鑑別診断は微妙となる場合がある。(3)症状によっては鑑別にいたるまでに断層画像(超音波断層画像データ121a)を繰り返して観察する必要がある、診断時間が長い。

(4)良悪性の判別診断は、腫瘍の輪郭形状の凹凸不整の度合いに対する定量的な推測に大きく依存しており、

定量的な評価に至っていない、などの問題点がある。

【0158】従って、乳腺腫瘍の表面形状を3次元的に表示し、さらにその幾何学的な凹凸を定量的に評価することが望まれる。腫瘍表面の高品位な3次元画像を提供できれば、乳癌表面の微細な凹凸変化を観察し易くなり、共通な認識に基づく客観的な判別診断が期待できる、といった問題点がある。

【0159】すなわち、乳腺腫瘍の3次元表示及び表面形状の凹凸に対する評価を行うためには、あらかじめ腫瘍の領域を抽出することが不可欠である。しかしながら、超音波画像はスペckル・ノイズ、境界部の欠落や画質劣化したものが多く、また取得される腫瘍の断層画像(超音波断層画像データ121a)は被検者の皮下脂肪の厚さや周囲組織の状態などによって変化し、画像の輝度平均値などの統計量が一定でないため、X線像に対する2値化など従来の画像処理法と同じような方法では乳腺腫瘍の領域を安定に自動抽出することは難しい。

【0160】そこで、本実施形態では、乳腺腫瘍の3次元的な形状を利用して乳腺腫瘍診断を行うために、3次元超音波画像データ15bから腫瘍の自動抽出を行って、その形状を評価する乳腺腫瘍診断支援システムの開発を目的としている。乳癌検診システム50は、超音波式プローブ121に取り付けた交流境界位置センサー131によって計測された位置データ(x_1, y_1, z_1 , ψ, θ, ϕ)を用いて、超音波式プローブ121を任意に走査して得られた一連の断層画像(超音波断層画像データ121a)をボクセル・データ16aに変換し、3次元画像処理を用いて乳腺腫瘍領域を抽出する。

【0161】乳腺腫瘍の超音波断層画像は、超音波断層固有のスペckル・ノイズ、境界部の欠落や画質劣化の問題点の他に、画像の輝度平均値などの統計量が被検者の皮下脂肪の厚さや周囲の組織の状態などによって変化するため、2値化や微分オペレータなどの従来の画像処理法では腫瘍領域の自動抽出が難しい。医師による腫瘍の境界の判断では、腫瘍内部エコー分布の均一性や境界エコーの強さなどが考慮されている。

【0162】ファジィ推論はザデー(L. A. Zadeh)によって1965年に開示されて以来、工業制御の分野や画像情報処理の分野などで広く応用されている。

ロー(T. Law)らはファジィ推論を用いて画像フィルタリング、エッジ検出及びエッジ追跡腫瘍診断方法を開示した。この方法は、エッジを抽出するために、まず画像全体に対して隣接する2つの局所領域間の画素の輝度差、対称性及び勾配方向の特徴を用いてファジィルールによりGaussian平滑化する。そして、各画素の局所的な勾配、対称及び直線性の度合いを用いてその画素のedgeness, cornerness及びtriplenessのそれぞれを算出し、そこから高いメンバーシップ度合いを持つ画素が追跡され、さらに画素間の直線性と近接性などを用いてエッジが決定され

る。この方法は、3段階のファジイ処理より構成され、通常のエッジ検出法、LoG (Laplace of Gaussian) とCannyのそれより比較的平滑なエッジの抽出ができるが、乳腺超音波像のようにスペックル・ノイズ、画質劣化、境界部の欠落、脂肪層や乳管などが混在して、さらに画素輝度の分布が均一でない像から3次元的な腫瘍領域の境界面を抽出するのは、エッジだけを扱う処理の点で不向きであると考えられる。また、超音波画像から組織境界の抽出にファジイ推論を用いる方法として、対象を2次元の左心室エコー像に限定し、その外膜境界を抽出する方法が、Fengらによって開示されている。この方法は、まず左心室の中心点から放射方向に探索された2次元LoGフィルタ出力のゼロ・クロスシグナルを用いて左心室の内膜の境界点を決定する。そして各放射方向における左心室外膜の輝度変化の先験的な知識を利用してメンバシップ関数 (μ_1, μ_2, μ_3) を作成し、さらにファジイ推論を用いて外膜境界点の範囲を求め、そこから左心室壁の厚さ (Heart Wall Thickness) や隣接する候補点の距離関係を用いて外膜点を決定するものである。左心室の場合は、心内膜境界におけるコントラストが高く、内膜境界の候補点が比較的容易に決められる。また、心外膜における輝度の変化及び心壁厚さに関する先験的な知識を用いられるため、良好な心外膜境界の候補点を抽出できる。

【0163】乳癌検診システム50では、乳腺腫瘍の存在が判定された乳房に対して腫瘍の良性悪性の判別を行うために、ファジイ推論と領域法を用いたデファジイ・ルールによる超音波3次元データのボクセル・データ16aから腫瘍の領域を精度よく安定に自動抽出できる腫瘍診断方法を開示する。腫瘍診断方法における抽出処理ステップとしては、まず画像の輝度分布などの統計量の変化に対応するためにファジイ推論に利用するメンバシップ関数 (μ_1, μ_2, μ_3) を画像ごとと3次元LoGフィルタの出力より自動生成する。次に生成されたメンバシップ関数 (μ_1, μ_2, μ_3) とファジイ・ルールからなるファジイ推論により各ボクセルが「腫瘍」、「正常組織」及び「境界」である「らしさ」の度合いを計算し、そして領域法を考え方に基づいたデファジイによって各ボクセルを「腫瘍」、「正常組織」あるいは「境界」のいずれかに分類して「腫瘍」の領域の最終決定を行う。

【0164】ファジイ推論を用いる場合は、処理の対象となるものの特徴を表す特徴量とそれらの分布となるメンバシップ関数 (μ_1, μ_2, μ_3)、またファジイ推論に用いるファジイ・ルールの構築や、推論結果からの腫瘍の最終決定処理となるデファジイ (非ファジイ化) についてそれぞれ定義することが必須である。特に、乳腺腫瘍のような画像の輝度平均などの統計量が被検者の皮下脂肪の厚さや周囲の組織の状態などによって変化し、

す、 μ_1, μ_2, μ_3) を画像ごとと自動的に生成することが重要となる。

【0165】腫瘍診断方法において、各ボクセルを「腫瘍」、「正常組織」及び両者の「境界」の3つのクラスに分類する。その理由は以下の通りである。すなわち、

(1) 腫瘍の領域を抽出する意味で、腫瘍の境界のみを抽出すれば十分であるが、超音波画像のようなスペックル・ノイズなど、境界の欠落の多い画像では、境界のみを扱う処理では腫瘍の領域に関する閉曲面の境界を得ることが難しい。(2) 乳腺腫瘍の超音波画像には腫瘍の領域の他に乳腺組織や脂肪層などの領域が数多く含まれており、それらのすべての領域を分類するとするとルールが複雑になってしまい、ルールの簡素化が必要となる。また、腫瘍診断方法では、ファジイ推論の結果から各ボクセルを3つのクラス (t, n, b) のいずれかに決定するために、領域法を用いたデファジイ機構を構築する。腫瘍診断方法で参照する小ボクセル・ボリュームにおける局所的な処理によって得られるファジイ推論結果の3つのクラスのグレード (t, n, b) には、ノイズや境界部の欠陥などの影響であいまいさとともに誤りの部分が存在するため、それらを修正する必要がある。そのために、3つのクラスの局所的制約関係、すなわち、(1)「腫瘍」と「正常組織」の両者は接しない。(2)一方、「境界」は必ず「腫瘍」と「正常組織」の両者と接する。といったルールを並列的の反復処理のできる領域法によって適用することによって、全体として整合性のとれたクラス分類が期待できると考えるからである。

【0166】本実施形態では交流磁界による3次元位置センサ (プローブ姿勢検出センサ) 131を超音波式プローブ121に取り付け、断面画像 (超音波断面画像データ121a) と同時に超音波式プローブ121の位置と向きを位置データ ($x_0, y_0, z_0, \psi, \theta, \phi$) を取得する。取得された断面画像 (超音波断面画像データ121a) は位置データ ($x_0, y_0, z_0, \psi, \theta, \phi$) を利用して3次元のボクセル・データ16aに変換される。

【0167】腫瘍診断方法におけるすべての処理は、3次元空間上のボクセル・データ16aを用いて行われる。腫瘍診断方法のターゲットは腫瘍の3次元領域の抽出であり、2次元の参照領域よりも3次元ボクセル・データ16aを用いて求めた特徴量の方が安定性と信頼性が高いからである。

【0168】最後に、乳癌検診システム50では、腫瘍の良悪性の判別診断を支援するために、抽出された「腫瘍」の領域に対して、その表面形状を3次元表示すると共に、幾何学的な凹凸を定量化するためのパラメータの1つに表面積と体積の比を用いる。腫瘍の表面形状をサーフェス・レンダリングによる高品位の3次元像として提供することで乳癌患者の凹凸不整をより客観的に把握

できるようになり、そして凹凸の度合いを定量化することにより乳癌の定常診断が期待される。腫瘍の表面の幾何学的な凹凸性について、同じ体積を持つ腫瘍の場合は、乳癌の表面積が良性腫瘍のそれより大きいと考えられる。従って、球の表面で正規化した腫瘍の表面積と体積の比(Surface'/Volume' ratio, or S/V ratio)を用いれば、表面が滑らかな良性腫瘍(S/V ratioが小)と表面が激しい凹凸の性状を呈する悪性腫瘍(S/V ratioが大)を区別することが期待できる。

【0169】このように、ファジィ推論を用いて、3次元的に収集された乳腺腫瘍の超音波画像から腫瘍の領域を安定に自動抽出し、そして抽出した腫瘍を3次元的に表示するとともにその表面形状の凹凸を評価する乳癌診断システムを開発することによって、乳癌診断の分野に大きく貢献することが本実施形態の目的である。

【0170】【乳癌検診システム50の概要】超音波画像(超音波断面画像データ121a)における乳腺腫瘍は正常組織と比較して輝度が低いため、輝度値の高低によって腫瘍を抽出する。しかし、超音波像については、音響陰影などの顕著なアーチファクト、筋層などの比較的低輝度の組織などが存在するため、単純な2値化処理などのクラスタリングでは腫瘍の抽出を行うことは難しい。

【0171】本実施形態で開示する乳腺腫瘍の自動抽出腫瘍診断方法は、超音波3次元像、すなわちすべてのボクセル・データ16aに対して、“腫瘍”、“正常組織”及びそれらの“境界”という3つのクラスに属する”らしき”領域を、そこから、3次元空間上の矛盾を徐々に解決しながら、最終的に腫瘍の領域を決定するというものである。このアルゴリズムは大きく分けて3段階の処理よりなる。

【0172】第1段階【3次元画像取得過程】では、3次元座標検出器(プロープ姿勢検出センサ)131を取り付けた超音波式プローブ121によって3次元的に超音波画像(超音波断面画像データ121a)を取得する。

【0173】第2段階【腫瘍抽出過程】では、ファジィ推論に利用するメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ を自動的に作成し、求められたメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ を用いてファジィ推論及び後援法による腫瘍領域の決定を行う。

【0174】第3段階【悪性腫瘍自動識別過程】では、乳腺301のMRI画像や超音波画像等の2次元断面画像(超音波断面画像データ121a)から3次元画像のデータ(超音波断面画像データ121a)の一形態であるボクセル・データ16aに基づいて、組織間の境界を抽出して正常組織の中から乳癌組織を発見する。

【0175】乳房は表在性の臓器であり、乳癌腫瘍の多くは皮膚の近くにあることが多い。また、腫瘍の早期発

見・早期治療は極めて重要であることから、1cm以下の腫瘍をいかに早期に発見するかということと、比較的大きな腫瘍でもその悪性の鑑別が正確に行えるかが重要となる。従って、本実施形態における処理対象が乳房や心臓などに比べてかなり小さいこと、また表在性臓器であることから、超音波式プローブ121と体表面との接触が極めてデリケートとなる。そのため、手動による直線走査や扇状走査では精度が不足し、メカニカル走査では接触を保てないなどの問題がある。そこで本実施形態では、超音波式プローブ121に交流磁界を利用した3次元位置センサを取り付け、検者が超音波画像(超音波断面画像データ121a)を見ながら腫瘍全体を照準するように手動で走査しながら断面画像(超音波断面画像データ121a)とそれとの3次元座標データを計算機に取得する。取得した画像について3次元座標を参照しながら、3次元補間によって1組の等方的なボクセル・データ16aの超音波3次元画像を構築することとした。

【0176】超音波画像(超音波断面画像データ121a)は生体内部からのエコーの強度から映像化するため、取得される断面画像(超音波断面画像データ121a)は被検者の皮下脂肪の厚さや周囲組織の状態などによって変化した、被検者によって画像の輝度平均値、分散などの画像の統計量が一定でない。そのため、各自超音波診断装置のゲインやSTC(Sensitivity Time Control, or TGC: Time Gain Compensation)などの設定を変えながら画像診断を行う。従って、安定かつ良好に腫瘍の領域を自動抽出するために、このような画像の変化に対応する必要がある。

【0177】本実施形態では、3次元LoG(Laplace of Gaussian)フィルタを用いて、画像ごとにメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ を自動的に作成し、システム環境に依存せず腫瘍の領域を安定に抽出できることを目指す。この方法は、超音波画像(超音波断面画像データ121a)の3次元LoGフィルタの出力を用いてクラス分けされた”腫瘍”、“正常組織”とその”境界”ボクセルのヒストグラムから、各特徴量、すなわち小ボリュームにおける輝度平均、輝度分散及び輝度の重心から小ボリュームの幾何学的中心までの距離のメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ をRakyleigh分布とGaussianで近似することによって自動生成するものである。

【0178】そして、自動生成したメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ を利用して、ファジィ推論による腫瘍領域の抽出を行う。まず、ファジィ推論によって3つのクラスのグレード $\{t, n, b\}$ を表す画像を作成する。すなわち、輝度の低い”腫瘍”、輝度の高い周辺の”正常組織”そして両者の”境界”である。次に、弛緩法によってデファジィを行い、すべてのボクセルを3

つのクラスに分ける。さらに、誤ってクラス分けされたボクセルについて、いくつかの先験的情報を利用して修正を加えていき、最終的に腫瘍の3次元的な領域を決定する。

【0179】最後に、抽出された腫瘍をサーフェス・レンダリングによって3次元表示すると共に、抽出した表面積の3乗と体積の2乗の比を用いて表面形状の凹凸を定量化する。本実施形態を悪性16症例と良性11症例に対して適用した結果、良悪性の腫瘍を安定かつ良好に抽出することができた。また、表面形状の凹凸の評価によって、本実施形態による方法は良悪性の判別診断を支援できることが期待される。

【0180】【乳癌検診システム50】本発明の腫瘍診断方法は、乳腺301のMRI画像や超音波画像等の2次元断面画像（超音波断面画像データ121a）から3次元画像で表された組織間の境界を抽出して正常組織の中から癌組織、特に乳癌組織を発見する病理診断支援システムに適用可能な腫瘍診断方法である。以下の説明では、このような腫瘍診断方法の最速実施形態として乳癌検診システム50を想定することとする。

【0181】図1は、本発明の乳癌検診システム50の基本構成を示すブロック図である。初めに、図面に基づき、本発明の腫瘍抽出過程を実行する乳癌検診システム50の前処理である3次元画像取得過程、及びこれを実行する装置（パーソナルコンピュータ（PC））の実施形態を説明する。図1は、PCの基本構成を示すブロック図である。

【0182】【3次元画像取得過程】初めに、3次元位置センサ（プロープ姿勢検出センサ）13（交流磁界位置センサ131）を取り付けたプロープ12（超音波式プロープ121）を用いて取得される超音波エコー（= 探針データ12a）から乳腺301（被測定物体30）を抽出して、その3次元的な表面形状から腫瘍の良性、悪性の識別を行う乳癌診断を行う超音波画像を用いた乳癌検診システム50における立体超音波画像を生成するシステムに最適なPC及び3次元画像取得過程について説明を行うこととする。

【0183】乳癌検診システム50は、PCで受け取った乳癌腫瘍の3次元領域（3次元イメージ）の形状における幾何学的な凹凸を評価することによって乳癌の判別診断を行うものである。このような乳腺腫瘍の抽出を行う乳癌検診システム50に必要とされる3次元処理では、腫瘍部位に関するボクセル・データ16aが不可欠である。

【0184】前述したように、スキャナなどによりメカニカルに（機械操作によって）超音波式プロープ121を走査する場合、表在性の乳房を圧迫して再現性の高い腫瘍の形状が得られないといった問題点があった。

【0185】そのため従来は、乳房が表在性臓器であり非常に柔軟でデリケートであることに配慮して、日常の

乳癌301の診断において、検者が手で持つ超音波式プロープ121の位置（ x_s, y_s, z_s ）と向きを微妙に調節しながら乳房表面をスキャン（マニュアル走査）することによって乳癌301の断面像を取得している。

【0186】このように、熟練した検者がマニュアル走査で乳房表面を走査する場合は、乳房を圧迫することなく、アーチファクトの少ない、再現性の高い画像を得ることができる。

【0187】しかしながら、超音波画像（超音波断面画像データ121a）をマニュアル走査で3次元的に収集する場合、超音波式プロープ121の位置（ x_s, y_s, z_s ）と向きを用いて断面画像（超音波断面画像データ121a）をボクセル・データ16aに変換する必要があるといった問題点もある。

【0188】また、このようなボクセル・データ16aの変換を必要とする場合、断面画像（超音波断面画像データ121a）とそれに対応する超音波式プロープ121の位置（ x_s, y_s, z_s ）と向きのデータ（方位角 θ 、仰角 ϕ 、横転角 ψ ）を記録する必要がある。また、画像データの収集を高速に行うために、超音波式プロープ121を走査しながら得られる超音波像と同時に超音波式プロープ121の位置（ x_s, y_s, z_s ）と向きのデータ（方位角 θ 、仰角 ϕ 、横転角 ψ ）を直接にPCのメモリに転送することが重要となる。

【0189】このため、実用的にも臨床上也、操作性が高い、違和感のない、かつ高速にデータを収集できるシステムが要求されていた。

【0190】本実施形態は、このような要求を満たす装置であって、乳腺腫瘍の3次元領域（3次元イメージ）をプログラム（後述する3次元画像取得過程のプログラムコードを含む）によって自動抽出し、そして腫瘍表面を3次元表示（立体イメージとして表示）して乳癌の判別診断（乳癌検診システム50）を支援する3次元画像取得過程である。

【0191】図1に示すPCは、後述する、乳癌検診システム50の前処理である3次元画像取得過程を記述したプログラムコード、乳癌検診システム50の後処理である腫瘍抽出過程（乳腺腫瘍の自動抽出アルゴリズム）を記述したプログラムコード、及び乳癌検診システム50の後処理である悪性腫瘍自動識別過程（乳癌腫瘍の自動識別アルゴリズム）を記述したプログラムコードを物理的に実行するハードウェアである。

【0192】このようなPCを中心とする乳癌検診システム50は、乳腺腫瘍の3次元領域（3次元イメージ）をプログラム（後述する3次元画像取得過程のプログラムコードを含む）によって自動抽出し、そして腫瘍表面を3次元表示（立体イメージとして表示）して乳癌の判別診断（乳癌検診システム50）を支援する3次元超音波画像データ収集機能を有している。

【0193】図1に示す乳腺検診システム50は、超音波式プローブ121（プローブ手段12）、交流磁界位置センサ131（3次元位置センサ手段（プローブ姿勢検出センサ）13）、PC（トラッキング手段14、3次元座標変換手段15、3次元ボクセル・データ発生手段16）を中心とするハードウェア構成となっている。

【0194】プローブ12は、被測定物体30の表面をスキニングしながら被測定物体30を探索して内部構造や表面構造に関する探針データ12aを生成する。

【0195】本実施形態では、乳腺301の表面を超音波を用いてスキニングしながら乳腺301からの超音波エコーに基づいて探針を行って取得された内部構造や表面構造に関する超音波断面画像データ121aを生成する超音波式プローブ121をプローブ手段12として用いている。

【0196】3次元位置センサ手段（プローブ姿勢検出センサ）13は、プローブ手段12に取り付けられた状態で、スキニング中のプローブ手段12の空間的な位置や姿勢を測定してプローブ手段12の座標データを被測定物体30の探針動作に同期させて生成する機能を有している。

【0197】本実施形態では、3次元位置センサ手段（プローブ姿勢検出センサ）13として、自己の空間的な位置や姿勢に関する3次元座標（ x_s, y_s, z_s ）及び自己の傾斜方向を角度（方位角 ϕ 、仰角 θ 、横転角 ψ ）で表した位置データ（ $x_s, y_s, z_s, \phi, \theta, \psi$ ）を実時間で測定してプローブ座標データ13aとして出力する位置センサであるトラッキング手段が制御する交流磁界位置センサ131を用いている。

【0198】交流磁界位置センサ131は、自己の空間的な位置や姿勢に関する3次元座標（ x_s, y_s, z_s ）及び自己の傾斜方向を角度（方位角 ϕ 、仰角 θ 、横転角 ψ ）で表した位置データ（ $x_s, y_s, z_s, \phi, \theta, \psi$ ）を実時間で測定してプローブ座標データ13aとして出力する位置センサである。すなわち、交流磁界位置センサ131は、超音波式プローブ121に取り付けられた状態で、乳腺301の表面のスキニング中の超音波式プローブ121の空間的な位置や姿勢を測定して超音波式プローブ121の座標データ（ x_s, y_s, z_s ）を乳腺301の探針動作に同期させて生成する。

【0199】これにより、乳腺検診システム50（PC）が、超音波断面画像データ121aの収集を行う際に、超音波断面画像データ121aの収集と同期してプローブ座標データ13aを収集し、超音波断面画像データ121a及び超音波断面画像データ121aと同期したプローブ座標データ13aを用いて、3次元超音波画像データ15bを生成し、3次元超音波画像データ15bに線形画像補間を行って、等方的なボクセル・データ16aに変換するため、同一のボクセルについて2つ以

上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データ16aとすることができる。

【0200】すなわち、超音波式プローブ121の位置や姿勢を実時間でトラッキングする必要がある従来のマニュアル走査やメカニカル走査作業に代えて、超音波断面画像（超音波断面画像データ121a）と同時に超音波式プローブ121の位置データ（ x_s, y_s, z_s ）、

10 ϕ, θ, ψ ）（プローブ座標データ13a=位置データ（ $x_s, y_s, z_s, \phi, \theta, \psi$ ））を超音波式プローブ121の位置の補正データとして用いることで、超音波式プローブ121に取り付けた交流磁界による交流磁界位置センサ131によって取得された超音波断面画像（超音波断面画像データ121a）を、従来のマニュアル走査と同様にアーチファクトの少なくかつ再現性の高い3次元のボクセル・データ16aに変換することができる。その結果、メカニカルに超音波式プローブ121で乳腺301を走査すると、組織を圧迫して再現性の高い腫瘍の形状が得られない恐れがある非常に柔軟でデリケートな組織である乳腺301のような被測定物体30に対してても高精度の超音波断面画像データ121aを生成できるようにする。

【0201】また、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データ16aとすることにより、取得した超音波断面画像（超音波断面画像データ121a）（探針データ12a）を3次元座標変換した後、線形補間された等方的なボクセルの画像データ（ボクセル・データ16a）が生成できるようにする。

30 【0202】トラッキング手段14は、探針データ12aの収集を行う際に、探針データ12aの収集と同期してプローブ座標データ13aを収集する機能を有し、具体的に、PCによって実現することができる。

【0203】3次元座標変換手段15は、探針データ12a及び探針データ12aと同期したプローブ座標データ13aを用いて、3次元画像データ15aを生成する機能を有している。

40 【0204】3次元ボクセル・データ発生手段16は、3次元画像データ15aに線形画像補間を行って、等方的なボクセル・データ16aに変換すると共に、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データ16aとする機能を有し、具体的には、後述するPCによって実現することができる。具体的には、乳腺検診システム50（PC）は、探針データ12aの収集を行う際に、探針データ12aの収集と同期してプローブ座標データ13aを収集する。またPCは、探針データ12a及び探針データ12aと同期したプローブ座標データ13aを用いて、3次元画像データ15aを生成する。またPCは、3次元画像データ15aに線形画像補間を行

って、等方的なボクセル・データ16aに変換するため、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データ16aとする。

【0205】本実施形態の3次元座標変換手段15は、探針データ12aと同期したプローブ座標データ13aとして、3次元位置センサ手段(プローブ姿勢検出センサ)13のプローブ手段12に相対する方位角 ψ 、仰角 θ 及び横転角 ϕ に基づく変換行列 $T[a_{ij}]$ 、($i, j=1, 2, 3$)を用い、探針データ12aの座標 $(x, y, 0)$ に対して変換行列 $T[a_{ij}]$ を掛け合わせて3次元画像データ15aの座標 (x', y', z') を生成する機能を有している。

【0206】すなわち、超音波式プローブ121には交流磁界位置センサ131が取り付けられており、この交流磁界位置センサ131は、自己(すなわち、交流磁界位置センサ131)の空間的な位置データ $(x_0, y_0, z_0, \psi, \theta, \phi)$ (位置や姿勢に関する3次元座標のデータ13a=位置データ $(x_0, y_0, z_0, \psi, \theta, \phi)$)を実時間で測定してプローブ座標データ13aとして出力する。このためPCは、探針データ12a(超音波断面画像データ121a)の収集と同期したプローブ座標データ13aの収集ができる。これに応じてPCが、探針データ12a(超音波断面画像データ121a)及び探針データ12a(超音波断面画像データ121a)と同期したプローブ座標データ13aを用いて3次元画像データ15aを生成するために、探針データ12a(超音波断面画像データ121a)の座標 $(x, y, 0)$ に対して、変換行列 $T[a_{ij}]$ を掛け合わせて3次元画像データ15aの座標 (x', y', z') を*30

$$\begin{aligned} a_{11} &= \cos(\psi) \cdot \cos(\theta), \\ a_{12} &= \cos(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\phi) - \sin(\psi) \cdot \cos(\phi), \\ a_{13} &= \cos(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\phi) + \sin(\psi) \cdot \sin(\phi), \\ a_{21} &= \sin(\psi) \cdot \cos(\theta), \\ a_{22} &= \cos(\psi) \cdot \cos(\phi) + \sin(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\phi), \\ a_{23} &= \sin(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\phi) - \cos(\psi) \cdot \sin(\phi), \\ a_{31} &= -\sin(\theta), \\ a_{32} &= \cos(\theta) \cdot \sin(\phi), \\ a_{33} &= \cos(\theta) \cdot \cos(\phi) \end{aligned} \quad \text{…式(1-1)〜式(1-9)}$$

で定義されている。

【0210】すなわち、超音波式プローブ121の位置や姿勢を実時間でトラッキングする必要がある従来のマニュアル走査やメカニカル走査作業に代えて、簡単な一次線形関数で表現された変換行列 $T[a_{ij}]$ を超音波式プローブ121の位置の補正データとして用いることで、超音波式プローブ121に取り付けた交流磁界によ

*生成する。これにより、超音波式プローブ121の位置 (x_0, y_0, z_0) や姿勢 (ψ, θ, ϕ) を実時間でトラッキングする必要がある従来のマニュアル走査やメカニカル走査作業に代えて、超音波断面画像データ121aの座標 $(x, y, 0)$ と同時に超音波式プローブ121のプローブ座標データ13aとしての変換行列 $T[a_{ij}]$ を超音波式プローブ121の位置の補正データとして用いることで、超音波式プローブ121に取り付けた交流磁界による交流磁界位置センサ131によって取得された超音波断面画像データ121aの座標 $(x, y, 0)$ を、従来のマニュアル走査と同様にアーチファクトの少くかつ再現性の高い3次元のボクセル・データ16aの座標 (x', y', z') に変換することができる。

【0207】その結果、メカニカルに超音波式プローブ121で乳腺301を走査すると、組織を圧迫して再現性の高い腫瘍の形状が得られない恐れがある非常に柔軟でデリケートな組織である乳腺301のような被測定物体30に対しては高精度の超音波断面画像データ121aの座標 $(x, y, 0)$ を生成できるようになる。

【0208】また、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データ16aの座標 (x', y', z') とするこにより、取得した超音波断面画像(超音波断面画像データ121a)(探針データ12a)を3次元座標変換した後に、線形補間された等方的なボクセルの画像データの座標 (x', y', z') が生成できるようになる。

【0209】ここで、前述の変換行列 $T[a_{ij}]$ における各々の行列要素 a_{ij} は、

る交流磁界位置センサ131によって取得された超音波断面画像データ121aの座標 $(x, y, 0)$ を、それほど高い計算能力を持ち合わせていないパーソナルコンピュータ(PC)のような小規模のハードウェアを用いても、従来のマニュアル走査と同様にアーチファクトの少くかつ再現性の高い3次元のボクセル・データ16aの座標 (x', y', z') に変換することができ

る。その結果、メカニカル超音波式プローブ121で乳腺301を走査すると、組織を圧迫して再現性の高い腫瘍の形状が得られない恐れがある非常に柔軟でデリケートな組織である乳腺301のような被測定物体30に対して高精度の超音波断面画像データ121aの座標(x, y, θ)を小規模のハードウェアでも高速・低コストで生成できるようにする。

【0211】更に具体的に、図1の乳癌検診システム50のハードウェア基本構成を説明する。

【0212】本実施形態では、超音波式プローブ121に交流磁界位置センサ131を取り付けて、超音波式プローブ121をトラッキングしながら、超音波診断装置20からのビデオ信号をA/D変換した後、PCI Bus (Peripheral Component Interconnect bus) を経由して、同時にそのときの超音波式プローブ121の3次元位置(x_s, y_s, z_s)と向きのデータ(方位角 ψ 、仰角 θ 、横転角 ϕ)を、RS232Cを経由して出力し、乳癌検診システム50のメモリ(Frame Grabber)やPCのメモリに直接に転送するようなシステムを構築した。

【0213】ここで、小型(本実施形態では、外形寸法: 約2.8×2.2×1.5cm³)・軽量(17.0Kg)の交流磁界位置センサ131を超音波式プローブ121に取り付けることにより、熟練した検者が日常診断のときと同じように乳房表面をマニュアル走査で走査することができる。また、超音波画像(探針データ12-a=超音波断面画像データ121a)がPCIバスを経由して直接にPCでアクセスできるメモリ(不図示)に転送されるため、画像データ(超音波断面画像データ121a)の収集の高速化を図ることができる。

【0214】以下に、乳癌検診システム50のシステムの具体的な構成を説明する。

【0215】超音波診断装置20としては、例えば、アロカ(Aloka)社製のSSD-2000(商品名)を使用することができる。超音波式プローブ121は、周波数7.5MHzの凹型電子走査方式を用いている。凹型を用いる理由は、乳腺の形状をなるべく変えずに画像を取得するためである。この超音波式プローブ121を用いて、通常はdepth range=5cmの設定で超音波画像を取得しており、各画素の大きさが0.014×0.014cm²となる。また、プローブの先端に交流磁界位置センサ131を取り付けており、超音波式プローブ121の位置と向きをリアルタイムでトラッキングすることができる。

【0216】また超音波式プローブ121には、交流磁界位置センサ131(例えば、Polhemus社製 Fastrack tracking system(商品名))を取り付けてあり、超音波式プローブ121の位置と向き(方位角 ψ 、仰角 θ 、横転角 ϕ (単位は[度(又はrad)]))をトラッキングしながら検者が任

意に幹部の超音波断面画像(超音波断面画像データ121a)(探針データ12a)を取得できるようになっている。

【0217】プローブ・トラッキング・システム(Polhemus社製 Fastrack tracking system(商品名))。このシステムは、交流磁界位置センサ131、トランスミッタ及びシステム電子制御部の3つからなり、交流磁界位置センサ131が超音波式プローブ121に取り付けられており、ベッドの直下に配置したトランスミッタから発した交流磁界を検出し、そして、システム電子制御部で交流磁界位置センサ131のトランスミッタの配置に対する位置と向きの位置データ($x_s, y_s, z_s, \psi, \theta, \phi$)が計算される。得られる位置データ($x_s, y_s, z_s, \psi, \theta, \phi$)がRS232Cを経由してリアルタイムで計算機に転送される。

【0218】すなわち、交流磁界位置センサ131で超音波式プローブ121の位置(x_s, y_s, z_s)及び角度(方位角 ψ 、仰角 θ 、横転角 ϕ)を計測しながら、超音波診断装置20で観測している超音波断面画像(超音波断面画像データ121a)(探針データ)データをPC(DEC社製 Pentium(商品名) 166MHz、RAM 192MB)のメモリ(不図示)に直接取り込む。

【0219】本実施形態では、画像の取り込みを、PCI Bus Frame Grabber(Data Translation社製、DT3155(商品名))を用いて、転送速度15フレーム/秒で実行している。PCI Frame Grabberは画像ボードとしてPCのPCIバスに実装されており、画像ボードが、外部のビデオ信号をA/D変換後PCIバスを経由してリアルタイムでPCのメモリ(DRAM)に取り込む。PCに取り込む画像の量はPCのメモリの容量に依存しており、メモリが大きければ大きいほど多くの超音波断面画像データ121aがPCに取り込まれる。

【0220】PCとしては、具体的には、DEC社製PC(CPU=Pentium166MHz、DRAM192MB、OS(Operating System)=Windows95(商標))を用いている。

【0221】これにより乳癌検診システム50では、超音波式プローブ121の位置(x_s, y_s, z_s)と姿勢(方位角 ψ 、仰角 θ 、横転角 ϕ)をトラッキングしながら検者が任意に患部の断面画像(超音波断面画像データ121a)を取得できるようになっている。

【0222】前述のFastrackトラッキング・システムは、隔地にある物体の位置と向きとを交流磁界を利用して計測するために用いられるものである。Fastrackトラッキング・システムは、またトランスミッタ(Transmitter)に設置される3つの位置コイルから磁界を発生させ、これらの磁界を3つ

のリモート・センシング用の受信コイルからなるセンサによって受信し、所定の計算アルゴリズムによりセンサのトランスミッタに相対する3次元的位置(x_s, y_s, z_s)と姿勢(方位角 θ 、仰角 ϕ 、横転角 ψ)を算出する。

【0223】従って、超音波式プローブ121に取り付けられた交流境界位置センサ131は、超音波式プローブ121のカレント位置(スキニング位置)の3次元座標(x_s, y_s, z_s)及びその向きを角度(方位角 θ 、仰角 ϕ 、横転角 ψ)で表した位置データ($x_s, y_s, z_s, \theta, \phi, \psi$)($x, y, z, \psi, \theta, \phi$)を実時間で測定して、RS232Cを用いてPCに出力することができる。

【0224】ここで、計測される座標は、交流境界のトランスミッタ(不図示)を配置する向きによって決まる。超音波式プローブ121におけるトランスミッタの参照座標系は、天地方向をZ方向、患部から検者に向かう方向をX方向としている。

【0225】なお、超音波式プローブ121のトランスミッタは、患部のほぼ直下に配置されていることが望ましい。Fastrackトラッキング・システムの3次元空間座標系については、図2を参照されたい。

【0226】交流境界位置センサ131で超音波式プローブ121の位置(x_s, y_s, z_s)及び向きの角度(ψ, θ, ϕ)を計測しながら、超音波診断装置20で検測している断面画像(超音波断面画像データ121a)データをPC(DEC社製Pentium 166MHz、192MB)のメモリに直接取り込む。画像の取り込みはPCI Bus Frame Grabber(Data Translation社製DT3155)を用いて、超音波式プローブ121の位置(x_s, y_s, z_s)と向きのデータ(方位角 θ 、仰角 ϕ 、横転角 ψ)とともに実時間転送速度15フレーム/秒を實現した。

【0227】次に、ボクセル・データ16aの作成プロセスを説明する。

【0228】図3は、図1の乳癌検診システム50で実行される3次元画像取得過程の一実施形態を説明するフローチャートである。

【0229】3次元画像取得過程で実行される3次元画像取得過程は、組織間の境界を抽出して正常組織の中から癌組織を発見する癌診断処理の前処理として、乳癌301のMRI画像や超音波画像等の2次元断面画像(超音波断面画像データ121a)から3次元画像データを生成する過程であり、前述のPCで実行可能なプログラムコードによって記述されている。これらのプログラムコードは、PC内の記憶装置(例えば、EEPROM等の半導体記憶デバイス、磁気ディスク等の磁気記憶手段、MO等の磁気光記憶手段)に保持され、適時読み出されて実行されても良いし、また、フロッピーディス

等にプログラムコードとして保持された状態でPCに読み込んで実行されても良いし、あるいは、ネットワークを経由してネットワーク機器からダウンロードされて実行されても良い。

【0230】図3に示す本発明の3次元画像取得過程(ボクセル・データ16aの作製プロセス)は、探針工程(ステップS1)、3次元位置探針工程(ステップS2)、3次元座標変換工程(ステップS3)、3次元ボクセル・データ発生工程(ステップS4)で構成されている。

【0231】探針工程(ステップS1)は、超音波式プローブ121が中心となって実行する工程であって、被測定物体30の表面をスキニングしながら被測定物体30を探針して内部構造や表面構造に関する超音波断面画像データ121a(探針データ12aの一形態)を生成する機能を有している。

【0232】3次元位置探針工程(ステップS2)は、トラッキング手段14が制御する交流境界位置センサ131が中心となって実行する工程であって、超音波式プローブ121に取り付けられた状態で、スキニング中の超音波式プローブ121の空間的な位置や姿勢を測定して超音波式プローブ121の座標データを被測定物体30の探針動作に同期させて生成する機能を有している。

【0233】トラッキング手段14は、トラッキング手段14(PC)が中心となって実行する工程であって、超音波断面画像データ121aの収集を行う際に、超音波断面画像データ121aの収集と同期してプローブ座標データ13aを収集する機能を有している。

【0234】3次元座標変換工程(ステップS3)は、3次元座標変換手段15(PC)が中心となって実行する工程であって、超音波断面画像データ121a及び超音波断面画像データ121aと同期したプローブ座標データ13aを用いて、3次元超音波断面画像データ15b(3次元画像データ15aの一形態)を生成する機能を有している。

【0235】3次元ボクセル・データ発生工程(ステップS4)は、3次元ボクセル・データ発生手段16(PC)が中心となって実行する工程であって、3次元超音波断面画像データ15bに線形画像補間を行って、等方的なボクセル・データ16aに変換すると共に、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データ16aとして機能する。

【0236】本実施形態の3次元画像取得過程では、まず初めに、探針工程(ステップS1)が、超音波超音波式プローブ121からの超音波を用いて乳癌301の表面をスキニングしながら乳癌301からの超音波エコーに基づく探針を行って取得された内部構造や表面構造に関する超音波断面画像データ121aを生成する。

【0237】探針工程（ステップS1）に続いて、3次元位置探針工程（ステップS2）は、超音波超音波プローブ121に取り付けられた状態で、乳腺301の表面のスキヤニング中の超音波超音波式プローブ121の空間的な位置や姿勢を測定して超音波プローブ座標データ13aを乳腺301の探針動作に同期させて生成する。

【0238】3次元位置探針工程（ステップS2）に続いて、トラッキング手段14が、超音波断面画像データ121aの収集を行う際に、超音波断面画像データ121aの収集と同期してプローブ座標データ13aを収集する。

【0239】続いて、3次元座標変換工程（ステップS3）が、超音波断面画像データ121a及び超音波断面画像データ121aと同期したプローブ座標データ13aを用いて、3次元超音波画像データ15bを生成する。

【0240】ここで3次元座標変換工程（ステップS3）は、超音波断面画像データ121aと同期したプローブ座標データ13aとして、3次元位置探針工程（ステップS2）の超音波式プローブ121に相対する方位角 ϕ 、仰角 θ 及び横転角 ψ に基づく変換行列 $T_{[a, i]}$ 、 $(i, j=1, 2, 3)$ を用い、超音波断面画像データ121aの座標 $(x, y, 0)$ に対して前述の変換行列 $T_{[a, i]}$ を掛け合わせて（行列の積演算を行って）3次元超音波画像データ15bの座標 (x', y', z') を生成している。

【0241】3次元座標変換工程（ステップS3）に続いて、3次元ボクセル・データ発生工程（ステップS4）が、3次元超音波画像データ15bに線形画像補間を行って、等法的なボクセル・データ16aに変換すると共に、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データ16aとしている。

【0242】更に具体的に、図1の3次元画像取得手段10、及びここで実行される3次元画像取得過程を説明する。

【0243】本実施形態では、超音波式プローブ121にトラッキング手段14が制御する交流磁界位置センサ131を取り付けて、超音波式プローブ121をトラッキング（スキヤニング）しながら、超音波診断装置20からのビデオ信号をA/D変換した後、PCI Bus（Peripheral Component Interconnect bus）を経由して、同時にそのときの超音波式プローブ121の3次元位置 (x_0, y_0, z_0) と向き（方位角 ϕ 、仰角 θ 、横転角 ψ 、（単位は[度]又は[rad]）を、RS232Cを経由して出力し、PCのメモリに直接に転送するようなシステムを構築した。

【0244】ここで、小型（外形寸法=約2.8×2.

2×1.5cm⁴）・重量（17.0Kg）のトラッキング手段14が制御する交流磁界位置センサ131を超音波式プローブ121に取り付けることにより、熟練した検査が日常診断のときと同じように乳房表面をマニュアル走査で走査することができる。また、超音波画像（探針データ12a=超音波断面画像データ121a）がPCIバス（Peripheral Component

Interconnect bus）を経由して直接にPCでアクセスできるメモリ（不図示）に転送されるため、画像データ（超音波断面画像データ121a）の収集の高速化を図ることができる。

【0245】次に、ボクセル・データ16aの作成プロセスを更に詳しく説明する。

【0246】本プロセスでは、トラッキング手段14が制御する交流磁界位置センサ131で超音波式プローブ121の位置及び向き（方位角）を計測しながら、超音波診断装置20で観測している断面画像（超音波断面画像データ121a）データをPC（DEC社製Pentium 166MHz、192MB）のメモリに直接取り込む。画像の取り込みはPCI Bus Frame Grabber（Data Translation社製DT3155）を用いて、超音波式プローブ121の位置 (x_0, y_0, z_0) と向き（方位角 ϕ 、仰角 θ 、横転角 ψ ）とともに実時間転送速度15フレーム/秒を実現した。

【0247】次に、ボクセル・データ16aの作成プロセスを説明する。本3次元画像取得手段10において、乳房腫瘍の領域の抽出は3次元的な処理によって行われるため、腫瘍部位に関する等法的なボクセル・データ16aの画像データが必要とされる。そのため、まず取得した断面画像（超音波断面画像データ121a）群に対して3次元座標変換を行い、そして線形補間によってボクセル・データ16aに変換する。

【0248】本PCにおいて、乳房腫瘍の領域の抽出は3次元的な処理によって行われるため、腫瘍部位に関する等法的なボクセル・データ16aの画像データが必要とされる。そのため、まず取得した断面画像（超音波断面画像データ121a）群に対して3次元座標変換を行い、そして線形補間によってボクセル・データ16aに変換する。

【0249】今、交流磁界位置センサ131のトランスミッタ（超音波式プローブ121）に相対する位置（X軸方向、Y軸方向並びにZ軸方向）、交流磁界を利用した交流磁界位置センサ131のトランスミッタ（前記プローブ）に相対する向き（方位角（Azimuth） ϕ 、仰角（Elevation） θ 、横転角（Roll） ψ ）とする（ステップS1、ステップS2）、取得された超音波断面画像（超音波断面画像データ121a）（超音波断面画像データ121a（探針データ12a））の座標 $(x, y, 0)$ を行列P、3次元変換後の

座標 (x', y', z') を行列 Q 、超音波プローブ 121 のカレント座標位置と向きを示すプローブ座標データ 13a の座標 $(x_s, y_s, z_s, \psi, \theta, \Phi)$ における (x_s, y_s, z_s) を行列 R としたとき、変換行列 $T[a_{11}]$ を用いた行列演算 (行列の積演算) を行って、取得された超音波断面画像 (超音波断面画像データ 121a) (超音波断面画像データ 121a (探針データ

$$\begin{aligned} a_{11} &= \cos(\psi) \cdot \cos(\theta), \\ a_{12} &= \cos(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\Phi) - \sin(\psi) \cdot \cos(\Phi), \\ a_{13} &= \cos(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\Phi) + \sin(\psi) \cdot \sin(\Phi), \\ a_{21} &= \sin(\psi) \cdot \cos(\theta), \\ a_{22} &= \cos(\psi) \cdot \cos(\Phi) + \sin(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\Phi), \\ a_{23} &= \sin(\psi) \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\Phi) - \cos(\psi) \cdot \sin(\Phi), \\ a_{31} &= -\sin(\theta), \\ a_{32} &= \cos(\theta) \cdot \sin(\Phi), \\ a_{33} &= \cos(\theta) \cdot \cos(\Phi) \end{aligned}$$

で与えられる。

【0252】このようにして取得された超音波画像について、超音波プローブ 121 の位置 (x_s, y_s, z_s) と向きのデータ (方位角 ψ 、仰角 θ 、横転角 Φ) を利用した 3 次元座標変換を行うことによって、ボクセル・データ 16a を取得している (ステップ S4)。

【0253】ところで、超音波プローブ 121 の走査方法によっては、取得されたボクセル・データ 16a の中にその輝度値が与えられていないボクセル・データ 16a が存在したり、また同一のボクセル・データ 16a について 2 つ以上の異なる輝度値が対応する場合がある。

【0254】そこで本実施形態では、特に、輝度値が与えられていないボクセル・データ 16a が存在した場合、画像の輝度補間 (Image Brightness Interpolation) を用いてそのボクセル・データ 16a の輝度値を求めることにしている。

【0255】また同一のボクセル・データ 16a について 2 つ以上の異なる輝度値が対応する場合には、これらの輝度値の平均輝度値をもって、そのボクセル・データ 16a を代表する輝度値としている。

【0256】次に、画像補間の一実施形態を説明する。

【0257】次に、画像補間の一実施形態を説明する。本実施形態における画像補間としては、基本的に次のような 3 つの方法が挙げられる。すなわち、

1. 最近隣内挿法 (Nearest Neighbor Interpolation)、
2. 線形内挿法 (Linear Interpolation)、そして、
3. 3 次コンボリューション内挿法 (Cubic C

*タ 12a) の座標 $(x, y, 0)$ から 3 次元変換後の座標 (x', y', z') を求めている (ステップ S3)。

【0250】すなわち、 $Q' = T \cdot P + R'$ で与えられる。ここで、行列 Q' 、 P' 、 R' の各々は、行列 Q 、 P 、 R の各々に対する転置行列を意味している。

【0251】ここで、変換行列 $T[a_{11}]$ は、

…式 (1-10) ~ 式 (1-18)

onvolution Interpolation) である。

【0258】最近隣内挿法 NNI は、内挿したい画素に最も近い画素の輝度値を求める画像データとする方法であるが、処理が簡単である反面、本実施形態で扱う腫瘍画像データのようなグレイ・スケールの変化が緩やかな場合には向かない。

【0259】線形内挿法 LI は、内挿したい画素の周囲の 4 画素の輝度値を用いて、内挿画素間の座標距離の比例によって輝度値の算出を行う内挿方法であるが、処理が簡単であるとともに平均化のために画素間の平滑化の効果もある。

【0260】一方、3 次コンボリューション内挿法 CCI は、内挿したい画素の周囲の 16 画素を用いて、3 次畳み込み関数によって内挿する方法であるが、画像の平滑化と同時に鮮鋭化の効果もある。従って、この方法は、超音波画像のようなスペckル・ノイズやアーチファクトなどが多く存在するような画像には向かない。

【0261】本実施形態では、線形補間法 (線形内挿法 LI の一形態) を 3 次元空間処理に拡張してボクセル・データ 16a の補間を行っている。

【0262】すなわち、本 PC においては、等方的なボクセル・データ 16a の画像データが必要となるため、取得した超音波断面画像 (超音波断面画像データ 121a) (探針データ) を 3 次元座標変換後に線形補間によってボクセル・データ 16a に変換している。

【0263】具体的に、まず、内挿したいボクセル・データ 16a を中心に、X 軸方向、Y 軸方向並びに Z 軸方向の 3 つの方向において、それぞれ最近傍とする輝度値をもつ 8 つのボクセル・データ 16a を求めて線形補

間処理を行っている。この線形補間処理は、処理速度が高速であるとともに、腫瘍画像のグレイ・スケールの滑らか性が保てるといった利点がある。

【0264】図4は、図1の3次元画像取得過程で取得されるボクセル・データの作成結果の1例であり、同図(a)は、乳腺腫瘍の超音波断面画像(超音波断面画像データ121a)であり、同図(b)は、ボクセル・データ中の z - x 平面の断面図である。ここで、断面の中央に見られる輝度値の低い領域が腫瘍の領域である。またその周囲には脂肪層や正常な乳腺組織が示される。

【0265】以上説明したように、乳房検診システム50の前処理である3次元画像取得過程によれば、超音波式プローブ121には3次元位置センサ(プローブ姿勢検出センサ)が取り付けられているので、スキャン中の超音波式プローブ121の空間的な位置や姿勢を測定すれば、被測定物体30の探針動作に同期させたプローブ座標データ13aを生成できる。また、超音波式プローブ121を用いて被測定物体30の表面をスキャンしながら被測定物体30を探索して探針データ12aを生成する際、PCは、この探針データ12aの収集と同期してプローブ座標データ13aを収集する。続いてPCが、探針データ12a及び探針データ12aと同期したプローブ座標データ13aを用いて3次元画像データ15aを生成する。続いてPCが、3次元画像データ15aを線形画像補間を行って、等方的なボクセル・データ16aに変換する一方で、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データ16aとしている。すなわち、超音波式プローブ121に取り付けた交流境界位置センサ131によって計測された位置データ($x_s, y_s, z_s, \phi, \theta, \psi$)(超音波式プローブ121の座標データ)を用いて、超音波式プローブ121を任意に走査して得られた一連の探針データ12aをボクセル・データ16aに変換できるようにする。

【0266】このようなPCは、非常に柔軟でデリケートな組織構造を有する乳腺301のような被測定物体30を探索してボクセル・データ16aを作成するようなアプリケーションに適している。すなわち、従来の熱線した検体が乳腺301の表面を手動で走査して超音波式プローブ121の位置や向きを微妙に調節して探針データ12aを収集していたマニュアル走査(スキャン)作業や、超音波式プローブ121をメカニカルに走査するメカニカル走査(スキャン)作業に代えて、超音波式プローブ121に取り付けられた交流境界位置センサ131がスキャン中の超音波式プローブ121の空間的な位置や姿勢を測定し、乳腺301(被測定物体30)の探針動作に同期させたプローブ座標データ13aを生成し、PCが、この探針データ12aの収集(スキャン)と同期してプローブ座標データ13aを収集することで、探針データ12aと同時に超音波式

プローブ121の位置データ($x_s, y_s, z_s, \phi, \theta, \psi$)(超音波式プローブ121の座標データ)を取得し、取得された探針データ12aを、位置データ($x_s, y_s, z_s, \phi, \theta, \psi$)として利用して、従来のマニュアル走査やメカニカル走査と同様にアチファクトの少なくかつ再現性の高い3次元のボクセル・データ16aに変換できるようなる。

【0267】【腫瘍抽出過程】次に、図面に基き、乳房検診システム50の後処理である腫瘍抽出過程(乳房腫瘍の自動抽出アルゴリズム)の実施形態を説明する。

【0268】以下の説明では、ファジィ推論を用いた3次元ボクセル・データ16aからの腫瘍(特に、乳腺腫瘍)の自動抽出アルゴリズムについて述べる。まず、良好な乳腺腫瘍の領域を安定に自動抽出するために、3次元LoG(Laplace of Gaussian)フィルタを用いたメンバシップ関数(μ_1, μ_2, μ_3)の自動作成処理について述べる。次に、ファジィ推論並びに微分法を用いた、各ボクセルを“腫瘍”、“正常組織”及び両者の“境界”という3つのクラスへの分類、腫瘍の3次元領域の決定について述べる。

【0269】乳癌の診断には、視・触診や穿刺吸引細胞診などの他に、X線Mammographyや超音波検査などの画像診断がよく利用されている。悪性腫瘍(癌)の特徴は、良性と比較すると凹凸を伴う複雑な輪郭を有していることである。画像診断ではこのような幾何学的特徴がよく利用される。X線MammographyはX線の乳腺301に対する透過像であり、比較的高い分解能が得られることから、画像処理による腫瘍の抽出並びに評価方法がいくつ提案されている。

【0270】一方、超音波検査による乳腺腫瘍の診断は、超音波式プローブ121を乳房表面に接触させるだけで、容易に実時間で乳腺301の内部を観察できること、被検者に対する苦痛が少ないこと、そして、被検者の心配がなく安全であること、dense breastの場合でも腫瘍の抽出が可能であることなどから、日常の診断に不可欠なものになっている。乳腺301の超音波検査は、検者が乳腺301の内部を覗くまなく走査して断面画像(超音波断面画像データ121a)を観察する

ことによって、腫瘍の発見、悪性腫瘍(癌)の鑑別を行っている。超音波断面像で表示される乳房腫瘍の特徴は、良性及び悪性ともに正常組織と比較して、そのエコー・レベル、すなわち画像の輝度の輝度が低いことである。このことは、画像の輝度レベルの差を利用して両者を判別することが難しいことを意味する。そこで、断面画像(超音波断面画像データ121a)における腫瘍輪郭線の幾何学的形状の不整が利用されるが、断面画像(超音波断面画像データ121a)だけでは悪性腫瘍(癌)の幾何学的特徴を把握しにくい場合がある。このような場合には、腫瘍の表面形状を3次元的に表示す

ば、幾何学的な表面形状を容易に観察することができるため、より精度の高い診断が可能となると予想される。

【0271】腫瘍の表面形状を3次元的に表示並びに評価するためには、取得した複数枚の超音波断面画像（超音波断面画像データ121a）群から腫瘍の領域を抽出することが重要である。ところが、乳腺301の超音波像では、スペckル・ノイズや音響陰影などのアーチファクト、境界部の欠落、筋層など腫瘍以外の低輝度の領域が存在するため、2値化や微分オペレータなどの従来の画像処理法では実現できない。

【0272】このような技術背景のもとで、本実施形態の腫瘍抽出過程における腫瘍の抽出処理はすべて3次元空間上で行われており、注目ボクセル近傍の参照ボクセル領域から求めた画像の輝度平均値などの統計量が2次元の参照領域からのものより信頼性が高いため、より良好な腫瘍の抽出が期待される。

【0273】乳腺検診システム50の前処理である3次元画像取得過程に続いて実行される本実施形態の腫瘍抽出過程では、乳腺腫瘍に対する有効性を確認するために、周波数7.5MHzの凹型電子スキャン方式の超音波診断装置を用いて乳腺腫瘍の抽出を行った。悪性腫瘍（癌）と良性腫瘍（線維線腫）の症例に対して適用した結果は、医師がトレースした輪郭と一致しており、本実施形態の腫瘍抽出過程の有効性を示すものであった。また、抽出された腫瘍をサーフェス・レンダリングによって3次元表示したところ、表面形状の違いを観察することができた。

【0274】超音波画像における乳腺腫瘍の領域は、正常組織と比較して輝度が低いため、輝度値の高低によって腫瘍の抽出を行う。しかし、超音波像については、音響陰影などの顕著なアーチファクト、筋層などの比較的低輝度の領域などが存在するため、単純な2値化では腫瘍の抽出を行うことは難しい。

【0275】図5は、図1の乳腺検診システム50で実行される腫瘍抽出過程のアルゴリズムを説明するためのブロック図である。本実施形態の腫瘍抽出過程は、ファジィ推論（Fuzzy Reasoning）の考え方をを用いて、3次元ボクセル・データ16a、すなわちすべてのボクセル・データに対して、まず“腫瘍”、“正常組織”、及びそれらの“境界”という3つのクラスに属する“らしさ”を求め、そしてそこから、3次元空間上の矛盾を徐々に解決しながら、最終的に腫瘍の領域を決定するというものである。

【0276】このアルゴリズムは、図6のように大きく分けて2段階の処理（第1段階と第2段階）よりなり、前述のPCで実行可能なプログラムコードによって記述されている。これらのプログラムコードは、PC内の記憶装置（例えば、EEPROM等の半導体記憶デバイス、磁気ディスク等の磁気記憶手段、MO等の磁気光記憶手段）に保持され、適時読み出されて実行されても良

いし、また、フロッピーディスク等にプログラムコードとして保持された状態でPCに読み込んで実行されても良いし、あるいは、ネットワークを經由してネットワーク機器からダウンロードされて実行されても良い。

【0277】まず、第1段階は、特徴量演算工程、メンバーシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ 自動生成工程を中心とする論理構成になっており、3次元LoG (Laplacian of Gaussian) フィルタの出力からファジィ推論に利用するメンバーシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ (Membership Function) の自動作成を行う。第1段階に続く第2段階は、ファジィ推論工程、デファジィ工程を中心とする論理構成になっており、求められたメンバーシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ を用いてファジィ・ルール (Fuzzy Rule) 並びに弛緩法 (Relaxation Method) に基づくデファジィ (Defuzzify) 処理による腫瘍領域の決定を行う。

【0278】これらの処理は、乳腺検診システム50を構成するPCなどのCPUで実行可能なプログラムコードで記述されている。本実施形態では、超音波画像として3次元のボクセル・データ16aを用いている。

【0279】次に、本実施形態で用いる特徴量の定義を述べる。

【0280】乳腺301の腫瘍抽出過程を簡素化するために、乳腺腫瘍の超音波画像を3つのタイプの領域にクラス分けする。すなわち、輝度の低い“腫瘍” (tumor)、輝度の高い“正常組織” (normal tissue)、そして両者の“境界” (boundary) である。乳腺腫瘍は良悪性ともに正常組織と比較して輝度が低い、またその周囲の正常組織によって囲まれている。

【0281】日常の診断において、まずこのような特徴を利用して“腫瘍”の領域を抽出し、そして良性の平滑・整である輪郭に対して悪性の凹凸・不整であるような形状的特徴を用いて良悪性の鑑別を行っている。

【0282】しかし、乳腺301の超音波像は、超音波像固有のスペckル・ノイズ境界部の欠落や画質劣化の問題点の他に、画像の輝度平均などの統計量が被検者の皮下脂肪の厚さや周囲の組織の状態などによって変化するため、2値化や微分オペレータなどの従来の画像処理上では腫瘍領域の自動抽出を行うのは難しい。医師による腫瘍の境界の判断では、腫瘍内部エコー分布の均一性や境界エコーの強さなどが考慮されている。

【0283】腫瘍の超音波像について、“腫瘍”は“正常組織”より輝度が低い、またその輝度の分布も小さい。“境界”における輝度の重心が“境界”を境に“正常組織”の方に大きく偏っており、また、“正常組織”の輝度重心がほぼ参照領域の幾何学的な中心と一致する。本実施形態では、これらの表現を、次の3つの統計量 $\{u, d, v\}$ によって定量化する。いずれも同一-

大きな参照ボクセル・ボリューム (g_x, g_y, g_z) について求める。

【0284】以下に、本実施形態の腫瘍抽出過程の各処理を詳述する。

【0285】第1段階における特徴量演算工程は、ボクセル・データ16aの各々に対して、3次元ボクセル・データ16a上における腫瘍の領域と周囲正常組織及び両者の境界に関する所定の統計量の分布をファジイ推論*

$$\text{輝度平均値 } u = \{\Sigma \Sigma \Sigma f(i, j, k)\} / N^{\frac{1}{3}} \quad \text{……式 (2-1)}$$

で定義されている。

【0288】ただし、 $i, j, k = 0, 1, 2, \dots, N-1$ (N : 自然数) であり、 $f(i, j, k)$ はボクセル (i, j, k) における輝度値を表し、 N は参照ボクセル・ボリューム (g_x, g_y, g_z) の大きさ、 Σ は総和演算を意味する。

【0289】すなわち、輝度平均値 u が “腫瘍” 領域では小さく、“正常組織” の領域では大きく、また、“境界” 領域ではその中間の値をとると考えられることから、第1段階における特徴量演算工程で用いられる所定※

$$\begin{aligned} g_x &= \{\Sigma \Sigma \Sigma \{f(i, j, k) \cdot (i+1)\}\} / \{\Sigma \Sigma \Sigma f(i, j, k)\}, \\ g_y &= \{\Sigma \Sigma \Sigma \{f(i, j, k) \cdot (j+1)\}\} / \{\Sigma \Sigma \Sigma f(i, j, k)\}, \\ g_z &= \{\Sigma \Sigma \Sigma \{f(i, j, k) \cdot (k+1)\}\} / \{\Sigma \Sigma \Sigma f(i, j, k)\} \end{aligned}$$

$$\text{……式 (2-2) ～式 (2-4)}$$

で与えられる。

【0291】各ボクセルに対する輝度の重心と幾何学的★

$$d = \{(g_x - c_x)^2 + (g_y - c_y)^2 + (g_z - c_z)^2\}^{\frac{1}{2}} \quad \text{……式 (2-5)}$$

で与えられる。

【0292】ただし、 $i, j, k = 0, 1, 2, \dots, N-1$ であり、 $f(i, j, k)$ はボクセル (i, j, k) における輝度値を表し、 N (自然数) は参照ボクセル・ボリュームの大きさを意味する。

【0293】すなわち、輝度の重心と幾何学的な中心の輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d の値が、“正常組織” の領域では輝度の重心と参照ボリュームの幾何学的な中心がほぼ一致するため小さく考えられ、“境界”

$$v = \{\Sigma \Sigma \Sigma \{f(i, j, k) - u\}^2\} / N^{\frac{1}{3}} \quad \text{……式 (2-6)}$$

ただし、 $i, j, k = 0, 1, 2, \dots, N-1$ であり、 $f(i, j, k)$ はボクセル (i, j, k) における輝度値を表し、 N (自然数) は参照ボクセル・ボリューム (g_x, g_y, g_z) の大きさと与えられる。

【0295】ここで、輝度の分布が、“腫瘍” の領域では小さく、“正常組織” と “境界” では大きな値になることを考慮して、第1段階における特徴量演算工程に用いられる所定の統計量には、各ボクセルに対する輝度分散 v が含まれていることに注目して式 (2-6) を適用している。

* 利用するメンバシップ関数 (μ_1, μ_2, μ_3) の

【0, 1】区分の確率分布として表現する工程である。

【0286】ここで、特徴量演算工程で用いられる所定の統計量は、各ボクセルに対する輝度平均値 u 、各ボクセルに対する輝度の重心 (g_x, g_y, g_z)、幾何学的な中心の距離 d 、各ボクセルに対する輝度分散 v の4つのパラメータを含んでいる。

【0287】輝度平均値 u は、

$$\text{……式 (2-1)}$$

10%の統計量を、各ボクセルに対する輝度平均値 u を式 (2-1) で定義している。その結果、2値化や微分オペレータなどの従来の画像処理上では腫瘍領域の自動抽出を行うのは難しいような、輝度の低い “腫瘍” (tumor、以下添字は t)、輝度の高い “正常組織” (normal tissue、以下添字は n)、そして両者の “境界” (boundary、以下添字は b) を識別できるようにする。

【0290】各ボクセルに対する輝度の重心 (g_x, g_y, g_z) は、

$$\begin{aligned} g_x &= \{\Sigma \Sigma \Sigma \{f(i, j, k) \cdot (i+1)\}\} / \{\Sigma \Sigma \Sigma f(i, j, k)\}, \\ g_y &= \{\Sigma \Sigma \Sigma \{f(i, j, k) \cdot (j+1)\}\} / \{\Sigma \Sigma \Sigma f(i, j, k)\}, \\ g_z &= \{\Sigma \Sigma \Sigma \{f(i, j, k) \cdot (k+1)\}\} / \{\Sigma \Sigma \Sigma f(i, j, k)\} \end{aligned}$$

$$\text{……式 (2-2) ～式 (2-4)}$$

★ 中心の距離 d は、

$$d = \{(g_x - c_x)^2 + (g_y - c_y)^2 + (g_z - c_z)^2\}^{\frac{1}{2}} \quad \text{……式 (2-5)}$$

☆ 界” の領域では境界面を境に輝度が一方に偏っていることにより大きな値になると考えられ、注目画素は “境界” であれば距離が大きく、逆に “正常組織” であれば距離が小さい値となることから、式 (2-2) ～式 (2-4)、及び式 (2-5) を適用し、第1段階における特徴量演算工程に用いられる所定の統計量を、少なくとも、各ボクセルに対する輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d とに基づいて決定している。

【0294】各ボクセルに対する輝度分散 v は、

$$v = \{\Sigma \Sigma \Sigma \{f(i, j, k) - u\}^2\} / N^{\frac{1}{3}} \quad \text{……式 (2-6)}$$

【0296】輝度平均 u は、“腫瘍” 領域では小さく、“正常組織” の領域では大きいと考えられる。また、“境界” 領域ではその中間の値をとると考えられる。

【0297】一方、輝度の重心と幾何学的な中心の輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d の値は、“正常組織” の領域では輝度の重心と参照ボリュームの幾何学的な中心がほぼ一致するため小さく考えられるが、“境界” の領域では境界面を境に輝度が一方に偏っていることにより大きな値になると考えられる。なお、“腫瘍”

の領域では輝度の低い部分と輝度のやや高い雑音的な部分が混在することがあるので、 d の値は“正常組織”の d 値とオーバーラップする部分があるが、“境界”の d 値より小さい傾向がある。

【0298】一方、輝度の分布 v は、“腫瘍”の領域では小さく、“正常組織”と“境界”では大きな値になると考えられる。図6は輝度の重心と幾何学的な中心の輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d の概念図を2次元的に示すものである。すなわち、注目画素は“境界”であれば d が大きく、逆に“正常組織”であれば d が小さい値となる。

【0299】本実施形態の腫瘍抽出過程の第1段階では、メンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ の自動作成を行う。メンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ を取得した3次元ボクセル・データ16a毎に作成することにより、システム環境に依存せず腫瘍の領域を安定に抽出できることが期待される。メンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ は、ボクセル・データに対する3次元LoG(Laplace of Gaussian)フィルタの出力、すなわち0より大きい、ゼロ・クロッシング点及び0より小さい3つの領域における各特徴量分布のヒストグラムから計算される。図7にメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ の作成の手順(フロー)を示す。

【0300】図7に示すように、第1段階におけるメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ の自動生成工程は、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)によるメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ の自動作成処理であって、特徴量演算工程に続いて、メンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ を備えたファジイ推論工程に基づいて統計量の分布をまとめることによって腫瘍の領域を自動抽出する処理である。

【0301】メンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ の作成に用いるボクセルは、次式で表される3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ) $g(r)$ (後述する式(2-9))の出力から求める。

【0302】LoGフィルタは1種の2次元フィルタ *

```

R1: if (u is small) and (d is medium) and (v is small)
    then the voxel is "tumor",
R2: if (u is large) and (d is medium) and (v is large)
    then the voxel is "normal tissue",
R3: if (u is medium) and (d is large) and (v is medium)
    then the voxel is "boundary" ...

```

式(2-7)

また、ファジイ推論工程で用いられるメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | v$)は、メンバ

* t 、またはバンドパス・フィルタであり、画像処理では対象の境界抽出においてよく使われている。このフィルタを用いると、境界の位置で2次元微分がゼロとなり、またはフィルタの出力が正負の変化、すなわちゼロ交差(zero crossing)が現れる。これらの出力のゼロ・クロッシング点を連結すると境界となる。従って、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)の出力のゼロ・クロッシング点を結ぶと、それが抽出しようとする対象領域の境界面となる。

【0303】本実施形態の腫瘍抽出過程では、ゼロ・クロッシングによる“境界”抽出に加えて、出力の正値が輝度の低い“腫瘍”、負値が輝度の高い“正常組織”となることを利用して、ボクセルを3つのクラスに分類する。

【0304】各ボクセルの“腫瘍”、“正常組織”、及び“境界”の3つのクラスに属するグレード μ_t, μ_n, μ_b は第1段階で計算されたメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ と後述する式(2-7)のようなファジイ・ルールから計算される。

【0305】そこでファジイ推論工程は、ファジイ推論によるグレードの計算を実行し、メンバシップ関数決定工程において生成した輝度平均値 u に対するメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | u$ 、輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d に対するメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | d$ 及び輝度分布 v に対するメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | v$ とファジイ・ルールを含んで構成されるファジイ推論過程に基づいて、各ボクセルを、“腫瘍”のクラスR1に属するグレード t 、“正常組織”のクラスR2に属するグレード n 、“境界”のクラスR3に属するグレード b の3つのグレード $\{t, n, b\}$ を用いてクラス分けを実行する処理である。

【0306】ここでファジイ・ルールは、if the n else 条件文形式で表されたルールで記述されている。ファジイ・ルール(式(2-7))を以下に示す。

【0307】

シップ関数決定工程において生成した輝度平均値 u に対するメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | u$ 、輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d に対するメンバシップ関

71

数 $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | d 、輝度分散 v に対するメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | v の3つを少なくとも含んでいる。

【0308】またファジイ推論工程では、第1論理工程と第2論理工程とを実行する。

【0309】第1論理工程は、メンバシップ関数決定工程において生成した輝度平均値 d に対するメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ ($\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | u 、輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d に対するメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | d 及び輝度分散 v に対するメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | v) に基づいて各ボクセルにおける特徴量の各々 $\{u, d, v\}$ に対する3つのクラスに属するグレード μ_t | u , μ_u | d , μ_v | v)

$$R1: \mu_t = \min(\mu_t | u, \mu_u | d, \mu_v | v),$$

$$R2: \mu_u = \min(\mu_u | u, \mu_u | d, \mu_v | v),$$

$$R3: \mu_v = \min(\mu_v | u, \mu_u | d, \mu_v | v) \quad \cdots \text{式}(2-8)$$

ただし、 $\min(a_1 | a_2 | a_3 | a_4)$ は a_1, a_2, a_3, a_4 の中から最小値を選択する演算で表現される。

【0313】図16(a)、(b)、(c)は、図9(a)に示された悪性腫瘍(画像サイズ: $128 \times 128 \times 128$ ボクセル)のボクセル・データ16aに対して本ファジイ推論機構を適用して得られた「腫瘍」、「正常組織」、「境界」という3つのクラスに対するグレードを表す画像 $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ である。輝度の高い領域がそれぞれのグレードの高いことを示している。

【0314】これにより、式(2-7)に示した if then else 条件文形式で表されたルールにおける $\text{if} \sim \text{then}$ の条件文中の and 論理演算は「ある事実の起こりうる確率を、それぞれの条件のうちの最小の確率となる」ことを意味する条件式をファジイ論理式で表現できるようになる。

【0315】メンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ 自動生成工程は、被検者の皮下脂肪の厚さや周囲乳腺301組織の状態に起因して、乳腺301超音波像上における輝度分布を含む輝度量に変化がある場合、ファジイ推論に利用するメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$

($\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | u , $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | d , $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | v) をボクセル毎に3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)の出力に基づいて自動作成する処理である。

【0316】すなわち、1種の2次微分フィルタ、またはバンドパスフィルタであり、画像処理では対象の境界抽出においてよく使われている簡便な3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)を用いる結果、ボクセル・データの境界の位置で2次微分がゼロとなり、またフィルタの出力が正負の変化、すなわちゼロ交差(Zero crossing)が現れる。これらの出力のゼロ・クロッシング点を連結すると境界となる。従って、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)出力のゼロ・クロッシング点

72

* | v , μ_u | u , μ_u | d , μ_u | v , μ_v | u , μ_v | d , μ_v | v の各々を求める処理である。

【0310】第2論理工程は、グレード μ_t | u , μ_u | d , μ_u | v , μ_u | u , μ_u | d , μ_u | v , μ_v | u , μ_v | d , μ_v | v の各々の値に基づいて、ファジイ推論の機構に入力して各ボクセルの「腫瘍」らしさを規定するアナログ値 μ_t 、正常組織「らしさを規定するアナログ値 μ_u または「境界」らしさを規定するアナログ値 μ_v を求める処理である。

【0311】ファジイ推論機構は、式(2-8)で表される。

【0312】

を結ぶと、それが抽出しようとする対象領域の境界面となる。そこで、ゼロ・クロッシングによる「境界」抽出に加えて、出力の正値が輝度の低い「腫瘍」、負値が輝度の高い「正常組織」となることを利用して、ボクセルを3つのクラスに分類できるようになる。このような簡便なクラス分類を実行することにより、P-C程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間(高速)に計算(画像処理)できるようなメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ ($\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | u , $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | d , $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | v) の自動作成が可能となる。

【0317】またメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ 自動生成工程は、メンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ ($\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | u , $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | d , $\{\mu_t, \mu_u, \mu_v\}$ | v) の作成に用いるボクセルを、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ) $g(r)$ で表される3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)出力から求める3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)処理と、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)出力のゼロ・クロッシング点を結んで、抽出しようとする対象領域の「境界」を抽出する境界抽出処理と、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)出力が正値を示すボクセルを輝度の低い「腫瘍」に分類する腫瘍抽出過程と、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)出力が負値を示すボクセルを輝度の高い「正常組織」に分類する正常組織抽出処理と、腫瘍抽出過程において「腫瘍」と分類されたボクセルに対して、膨張・収縮処理を行って、正常組織内部に孤立的に存在する「腫瘍」に分類されたボクセルや「境界」に分類されたボクセルを除去し、「腫瘍」に分類されたボクセルと他の輝度の低い閉領域が連結するような場合に両者を分断する膨張・収縮処理と、膨張・収縮処理の前後で共に「境

界」に対してクラス分けが行われたボクセルのみに対して特徴量演算工程を実行して輝度平均値 u 、輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d 及び輝度分散 v の3つの特徴量 $\{u, d, v\}$ を計算するボクセル選別・特徴量計算処理と、ボクセル選別・特徴量計算処理で求めた3つの特徴量 $\{u, d, v\}$ の各々に対して、各々の確率密度関数に応じたメンバシップ関数 $\{\mu_u, \mu_d, \mu_v\}$ *

$$g(r) = (R^2 - 3\sigma^2) / \{(2\pi)^{1/2} \cdot \sigma^2\} \cdot \exp\{-r^2/2\sigma^2\}$$

 } …式(2-9)

ただし、 r は原点からの距離、 σ はガウシアン標準偏差で定義されている。

【0320】図8は、球によって腫瘍をモデル化したシミュレーション・ファントムに3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)をかけた出力の中心を通るプロファイルを示したものである。輝度の低い球の内部は正值、輝度の低い球の外側は負値となっていることが分かる。なお、この場合の標準偏差は $\sigma=5$ である。

【0321】3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)によるクラス分けでは、式(2-9)における分散 σ^2 によって抽出される領域が変化する。分散が小さければ、極端な変動に敏感になるが、雑音の影響を受けやすい。分散が大きければ、細かな変動に影響されないが、抽出される領域は大雑把なものとなる。自動抽出するためには、適正な σ^2 を検討が必要である。

【0322】3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)処理を実空間でのコンボリューションで行うと、処理時間が膨大になってしまうという実用的な問題がある。そこで、本実施形態の腫瘍抽出過程

【0323】このような3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)処理を設けることにより、クラス分けされた「腫瘍」ボクセル、「正常組織」ボクセルすべてに対して3つの特徴量 $\{u, d, v\}$ を計算できるようにする。また、膨張・収縮処理前後ともに「境界」とクラス分けされたボクセルのみに対して3つの特徴量 $\{u, d, v\}$ を計算することで、「境界」についての特徴量は他のクラスに比べてボクセル数が少ない場合であっても、誤った「境界」ボクセルをできる限り除外できるようにする。

【0324】ボクセル選別・特徴量計算処理は、膨張・収縮処理の前後と共に「境界」に対してクラス分けが行われたボクセルのみに対して特徴量演算工程を実行して輝度平均値 u (第1の特徴量)、輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d (第2の特徴量)、輝度分散 v (第3の特徴量)の3つの特徴量 $\{u, d, v\}$ を計算する。

【0325】メンバシップ関数決定工程は、ボクセル選別・特徴量計算処理で求めた3つの特徴量 $\{u, d, v\}$ の各々に対して、各々の確率密度関数に応じたメン

* $\{(\mu_u, \mu_d, \mu_v) | u, \{(\mu_u, \mu_d, \mu_v) | d, \{(\mu_u, \mu_d, \mu_v) | v\}$ を求めるメンバシップ関数決定工程とを実行する。

【0318】ここで3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ) $g(r)$ は、式(2-9)で表される。
 【0319】

メンバシップ関数 $\{\mu_u, \mu_d, \mu_v\}$ ($\{(\mu_u, \mu_d, \mu_v) | u, \{(\mu_u, \mu_d, \mu_v) | d, \{(\mu_u, \mu_d, \mu_v) | v\}$)を求める。

【0326】本実施形態の腫瘍抽出過程で定義される特徴量輝度平均値、輝度の重心と幾何学的な中心の距離及び輝度分散について、「腫瘍」、「正常組織」及び「境界」の3つのクラスに属する「らしさ」を示すメンバシップ関数 $\{\mu_u, \mu_d, \mu_v\}$ を求める必要がある。そこで、前述したように、ボクセル・データに対して3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)をかけ、その出力の正負及びゼロ・クロッシング点から3つの領域に分類する。

【0327】しかし、ここで得られたボクセルの領域には誤って分類されたボクセルが含まれるため、「腫瘍」と分類されたボクセルに対して、膨張・収縮(Dilation & Erosion)処理を行って、膨張組織内部に孤立的に存在する「腫瘍」ボクセルや「境界」ボクセルを除去し、また、「腫瘍」と他の輝度の低い閉領域が連結するような場合に両者を分析する。このために、本実施形態では、Ricci関数 $P_r(x)$ によるメンバシップ関数 $\{\mu_u, \mu_d, \mu_v\}$ の近似を実行している。

【0328】図9(a)は悪性腫瘍(画像サイズ:128×128×128ボクセル)のボクセル・データ16aにおける z - x 平面の1断面を示している。中心に見られる輝度の低い領域が腫瘍(癌)、周囲の輝度の高い部分が正常組織である。図9(b)はそれに対する $\sigma=5$ の3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)の出力を示している。図9(b)の中の黒い領域が「腫瘍」領域であり、グレイの領域が「正常組織」、また、白い線がゼロ・クロッシング点である「境界」である。図9(b)に示されるように3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)によって出力された「腫瘍」の領域の内部に腫瘍ではない「正常組織」に浸食して分類されていることが分かる。図9(c)は、「腫瘍」の領域のすべてに対して膨張・収縮処理工程を行った後の画像である。図9(b)と図9(c)を比較すると、ボリュームの小さい領域や正常組織への浸食が除去されていることが分かる。

【0329】このような処理によってクラス分けされ

75

た”腫瘍”ボクセル,”正常組織”ボクセルのすべてに対して3つの特徴量を計算する。”境界”についての特徴量は他のクラスに比べてボクセル数が少ないので,誤った”境界”ボクセルはできる限り除外する必要がある。そこで膨張・収縮処理前後とともに”境界”とクラス分けされたボクセルのみに対して3つの特徴量を計算する。

【0330】メンバシップ関数 $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\}$ としては,クラス分けされたボクセルから計算された特徴量の確率密度係数を利用するというのがひとつの考え方であるが,3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元Logフィルタ)によるクラス分けは不十分であり,誤差

$$P_A(x) = x/\sigma^2 \cdot \exp\{(-x^2 + \sigma^2)/\sigma^2\} \cdot I_0(xs/\sigma^2) \quad \text{…式(2-10)}$$

ここで, $I_0(x)$ は第1種第0次の変形ベッセル関数である。

【0333】Rician関数 $P_A(x)$ は, $s=0$ のとき, Rayleigh (レーラー) 分布関数(図10)となり, s/σ が大きくなると Gaussian (ガウス) 分布関数に近づく(図10参照)。超音波の反射源である散乱体が波長に比べて小さく,散乱体がランダムに分布している場合ではいわゆる画像にはスペckル・パターンが現れ,輝度変動は次式で示される Rayleigh 分布関数となる。一方,波長に比べて大きな反射源や小さい反射源が混在する場合, Rician はそのピーク位置が原点から徐々に離れ, Rayleigh 分布関数から Gaussian 関数へと近づいていくことが示されている。

【0334】一方,特徴量 $\{u, d, v\}$ における輝度平均値 u についての確率密度関数は,超音波の確率密度関数と近似されるので,比較的輝度の低い”腫瘍”領域では Rayleigh 分布関数となり,”境界”や”正常組織”ではサイズの大きな反射源の混在する Gaussian 関数(ガウス分布関数)となることが予想できる。

【0335】そこで,3つの特徴量 $\{u, d, v\}$ の諸量に対する確率密度係数として Rician 関数 $P_A(x)$ を用いることにより,輝度平均値 u のメンバシップ関数 $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\}$ ($\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\} | u$, $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\} | d$, $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\} | v$)については”腫瘍”を Rayleigh 分布関数で近似し,その他の”正常組織”と”境界”を Gaussian 関数で近似できるようにする。

【0336】図11は”腫瘍,””正常組織,””境界”に属するボクセルについての輝度平均値のヒストグラム及び近似されたメンバシップ関数 $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\}$ を示す。同図より,両者はよく一致していることが分かる。

【0337】図12は,特徴量における輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d のヒストグラムである。特徴量

76

* クラス分けされたボクセルが含まれていることを考慮する必要がある。

【0331】図10は, Rician 関数のグラフである。超音波像の輝度の確率密度係数は,次式で表される Rician 関数 $P_A(x)$ で表されることが知られている。そこで本実施形態では,メンバシップ関数決定工程における3つの特徴量 $\{u, d, v\}$ の諸量に対する確率密度係数を Rician 関数 $P_A(x)$ で定義している。ここで Rician 関数 $P_A(x)$ は,式(2-10)で与えられる。

【0332】

$\{u, d, v\}$ における輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d については,”正常組織”及び”腫瘍”領域では小さく,”境界”領域では大きくなる傾向がある。図12に示した輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d のヒストグラムから分かるようにいずれについても Gaussian よりも Rayleigh 分布の方が近似はよい。そこで,特徴量 d (輝度の重心と幾何学的な中心の距離)のメンバシップ関数 $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\}$ は Rayleigh 分布で近似する(図14参照)。

【0338】特徴量 $\{u, d, v\}$ における輝度分散 v については,図13にそのヒストグラムを示す。同図のように Rayleigh 分布の方が近似はよい。そこで,輝度分散 v のメンバシップ関数 $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\}$ は Rayleigh 分布で近似する。

【0339】3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元Logフィルタ)の出力によってクラス分けされたボクセルからヒストグラムを計算すると,誤って分類されたボクセルの影響で,それぞれで仮定した Rayleigh 分布や Gaussian と異なった分布をとるようになる。その一例として,特徴量 d (輝度の重心と幾何学的な中心の距離)の”境界”について求められたヒストグラムと近似された。

【0340】このように,確率密度係数として Rician 関数 $P_A(x)$ を用いることにより,輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d のメンバシップ関数 $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\}$ ($\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\} | u$, $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\} | d$, $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\} | v$)は Rayleigh 分布関数で近似できるようにする。

【0341】同様の主旨で,特徴量 $\{u, d, v\}$ における輝度分散 v については,確率密度係数として Rician 関数 $P_A(x)$ を用いることにより,輝度分散 v のメンバシップ関数 $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\}$ ($\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\} | u$, $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\} | d$, $\{\mu_s, \mu_n, \mu_b\} | v$)は Rayleigh 分布関数で近似できるようにする。

【0342】そこで本実施形態では,輝度平均値 u に対

するメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ ($\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid u, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid d, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid v$) を、“腫瘍”についてはRayleigh分布関数で表現された確率密度関数で近似する。

【0343】これにより、Rician関数 $P_r(x)$ は、 $s=0$ のとき、Rayleigh分布関数となり、 s/σ が大きくなるとGaussian関数に近づく。また超音波の反射源である散乱体が波長に比べて小さく、散乱体がランダムに分布している場合ではいわゆる画像にはスペckル・パターンが現れ、輝度変動は次式で示されるRayleigh分布関数となる。一方、波長に比べて大きな反射源や小さい反射源が混在する場合、Ricianはそのピーク位置が原点から徐々に離れ、Rayleigh分布関数からGaussian関数へと近づいていくことが示されている。

【0344】一方、特徴量 $\{u, d, v\}$ における輝度平均値 u についての確率密度関数は、超音波の確率密度関数と近似されるので、比較的輝度の低い“腫瘍”領域ではRayleigh分布関数となり、“境界”や“正常組織”ではサイズの大きな反射源の混在するGaussian関数となることが予想できる。このため、メンバシップ関数決定工程は、ボクセル選別・特徴量計算処理で求めた3つの特徴量 $\{u, d, v\}$ の各々に対して、各々の確率密度関数に応じたメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ ($\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid u, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid d, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid v$) を求める場合、輝度平均値 u に対するメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ ($\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid u, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid d, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid v$) を、“腫瘍”についてはRayleigh分布関数で表現された確率密度関数で近似し、“正常組織”と“境界”についてはガウス分布で表現された確率密度関数で近似している。

【0345】すなわち、第1特徴量に対する確率密度係数としてRician関数 $P_r(x)$ を用いることにより、輝度平均値 u のメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ ($\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid u, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid d, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid v$) については“腫瘍”をRayleigh分布関数で近似し、その他の“正常組織”と“境界”をGaussian関数で近似できるようにする。このようにRayleigh分布あるいはGaussianでメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ は、 $s=0$ のとき、Rayleigh分布関数となり、

【0346】また、輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d に対するメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ ($\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid u, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid d, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid v$) をRayleigh分布関数で表現された確率密度関数で近似することになっている。

【0347】これにより、Rician関数 $P_r(x)$ は、 $s=0$ のとき、Rayleigh分布関数となり、

s/σ が大きくなるとGaussian関数に近づく。また超音波の反射源である散乱体が波長に比べて小さく、散乱体がランダムに分布している場合ではいわゆる画像にはスペckル・パターンが現れ、輝度変動は次式で示されるRayleigh分布関数となる。

【0348】一方、波長に比べて大きな反射源や小さい反射源が混在する場合、Ricianはそのピーク位置が原点から徐々に離れ、Rayleigh分布関数からGaussian関数へと近づいていくことが示されている。一方、特徴量 $\{u, d, v\}$ における輝度平均値 u についての確率密度関数は、超音波の確率密度関数と近似されるので、比較的輝度の低い“腫瘍”領域ではRayleigh分布関数となり、“境界”や“正常組織”ではサイズの大きな反射源の混在するGaussian関数となることが予想できる。このため、メンバシップ関数決定工程は、ボクセル選別・特徴量計算処理で求めた3つの特徴量 $\{u, d, v\}$ の各々に対して、各々の確率密度関数に応じたメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ ($\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid u, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid d, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid v$) を求める場合、輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d に対するメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ ($\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid u, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid d, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid v$) をRayleigh分布関数で表現された確率密度関数で近似している。

【0349】すなわち、第2特徴量に対する確率密度係数としてRician関数 $P_r(x)$ を用いることにより、特徴量 $\{u, d, v\}$ における輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d については、“正常組織”及び“腫瘍”領域では小さく、“境界”領域では大きくなる傾向があるので、確率密度係数としてRician関数 $P_r(x)$ を用いることにより、輝度の重心と幾何学的な中心の距離 d のメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ ($\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid u, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid d, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid v$) はRayleigh分布関数で近似できるようにする。

【0350】また輝度分散 v に対するメンバシップ関数 $\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\}$ ($\{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid u, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid d, \{\mu_1, \mu_2, \mu_3\} \mid v$) をRayleigh分布関数で表現された確率密度関数で近似することになっている。

【0351】これにより、Rician関数 $P_r(x)$ は、 $s=0$ のとき、Rayleigh分布関数となり、 s/σ が大きくなるとGaussian関数に近づく。また超音波の反射源である散乱体が波長に比べて小さく、散乱体がランダムに分布している場合ではいわゆる画像にはスペckル・パターンが現れ、輝度変動は次式で示されるRayleigh分布関数となる。一方、波長に比べて大きな反射源や小さい反射源が混在する場合、Ricianはそのピーク位置が原点から徐々に離

れ、Rayleigh分布関数からGaussian関数へと近づいていくことが示されている。

【0352】一方、特徴量 $\{u, d, v\}$ における輝度平均値 u についての確率密度関数は、超音波の確率密度関数と近似されるので、比較的輝度の低い“腫瘍”領域ではRayleigh分布関数となり、“境界”や“正常組織”ではサカイの大きな反射率の存在するGaussian関数となることが予想できる。このため、メンバシップ関数決定工程は、ボクセル選別・特徴量計算処理で求めた3つの特徴量 $\{u, d, v\}$ の各々に対して、各々の確率密度関数に応じたメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | v$)を求める場合、輝度分散 v に対するメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | v$)を、Rayleigh分布関数で表現された確率密度関数で近似している。

【0353】すなわち、第3特徴量に対する確率密度係数としてRician関数 $P_R(x)$ を用いることにより、特徴量 $\{u, d, v\}$ における輝度分散 v については、確率密度係数としてRician関数 $P_R(x)$ を用いることにより、輝度分散 v のメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | v$)をRayleigh分布関数で近似できるようにする。

【0354】次に、本実施形態の腫瘍抽出過程の第2段階の各処理を詳述する。

【0355】第2段階では前節で求めたメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\}$ を利用して、ファジィ推論による腫瘍領域の抽出を行う。図15は、メンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\}$ を利用してファジィ推論による腫瘍領域の抽出を行う第2段階の処理フローである。

【0356】まず、ファジィ推論によって3つのクラスのグレード $\{t, n, b\}$ を表す画像を作成する。すなわち、輝度の低い“腫瘍”(tumor)、輝度の高い周辺の“正常組織”(normal tissue)、そして、両者の“境界”(boundary)である。次に、弛緩法によってデファジィを行い、すべてのボクセルを3つのクラスに分ける。以下に、各処理における処理を説明する。

【0357】第2段階におけるファジィ推論工程は、自動抽出する処理に続いて、生成されたメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_s\} | v$)及びファジィルールを含んで構成されるファジィ推論過程に基づいて、各ボクセルを、所定数のタイプの領域にクラス分けする処理である。

【0358】ここで、ファジィ推論工程は、各ボクセルが、“腫瘍”、“正常組織”または“境界”である“らしさ”の度合いを求め、この求めた“らしさ”の度合い

に応じたクラス分けを実行する。

【0359】すなわち、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)をかけ、その出力の正負及びゼロ・クロッシング点から3つのクラスに分類されたボクセルには、誤って分類されたボクセルが含まれる可能性がある。そこで、このようなファジィ推論工程を設けることにより、“腫瘍”と分類されたボクセルに対して、膨張・収縮処理を行って、正常組織内部に孤立的に存在する“腫瘍”ボクセルや“境界”ボクセルを除くし、また、“腫瘍”と他の輝度の低い閉領域が連結するような場合に両者を分析する。これにより、3次元空間上の矛盾を徐々に解決しながら、最終的に腫瘍の領域を決定する処理を実行できるようになる。

【0360】次に、これらの3つの属性に関するグレード $\{t, n, b\}$ の画像 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\}$ から弛緩法に基づくデファジィ(非ファジィ化)処理によって全ボクセル・データを3つの領域にクラス分けする。本実施形態では、“腫瘍”と接する“正常組織”を“境界”と定義する。

【0361】そのため、第2段階において、ファジィ推論工程に続くデファジィ工程は、ファジィ推論工程に続いて、弛緩法によるクラス分類する処理であって、弛緩法に基づいた非ファジィ化過程を各ボクセルに対して行う処理と、前処理に続いて、各ボクセルを、“腫瘍”、“正常組織”または“境界”のいずれかに分類して腫瘍領域の最終決定を行う処理とを含んで構成されている。

【0362】ここでデファジィ工程における、弛緩法(Relaxation Method)に基づいた非ファジィ化過程を各ボクセルに対して行う処理は、各ボクセルにおける特徴量の各々 $\{u, d, v\}$ に対する3つのクラスに属するグレードの画像 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\}$ から弛緩法に基づく非ファジィ化過程処理を行って全ボクセル・データを3つの領域にクラス分けを実行する際、以下の規則(1)～(3)に基づいて、“腫瘍”と接する“正常組織”を“境界”と定義する。

【0363】規則(1)

注目するボクセルが“腫瘍”であれば、“正常組織”に分類されたボクセルとは接しないと定義する。

【0364】規則(2)

注目するボクセルが“境界”であれば、必ず“腫瘍”と“正常組織”のボクセルに接すると定義する。

【0365】規則(3)

注目するボクセルが“正常組織”であれば、“腫瘍”に分類されたボクセルとは接しない。これにより、3つの属性に関するグレード $\{t, n, b\}$ の画像 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_s\}$ から弛緩法に基づくデファジィ(非ファジィ化過程)処理によって全ボクセル・データを3つの領域にクラス分けできるようになる。

【0366】更に詳しく、デファジィ工程を説明する。

【0367】図17にデフジャシ工程のフローを示す。デフジャシ工程における、“腫瘍”、“正常組織”または“境界”のいずれかに分類して腫瘍領域の最終決定を行う工程は、ラベル付け工程(ステップS1、S2、S7)、ラベル計算工程(ステップS3、S4、S5)、並列反復工程(ステップS6→S7→S8→S9→S2→…)を含んでいる。

【0368】ここでラベル付け工程(ステップS1、S2、S7)は、“腫瘍”のグレード(t)を示す画像 μ_t 、“正常組織”のグレード(n)を示す画像 μ_n 、または“境界”のグレード(b)を示す画像 μ_b の中で最大値をとるクラスに基づいて、すべてのボクセルに対するラベル付けを行う工程である。

【0369】またラベル付け工程(ステップS1、S2、S7)は、局所的な制約条件(ステップS6)によって生じる矛盾が生じた場合、“腫瘍”のグレード(t)を示す画像、“正常組織”のグレード(n)を示す画像、または“境界”のグレード(b)を示す画像の値を条件を満たすように徐々に更新する更新工程(ステップS7)を含んでいる。

【0370】ここで更新工程(ステップS7)は、並列反復工程(ステップS6→S7→S8→S9→S2→…)実行時に用いられる局所的な制約条件(ステップS6)によって矛盾が生じた場合、“腫瘍”のグレード(t)を示す画像、“正常組織”のグレード(n)を示す画像、または“境界”のグレード(b)を示す画像の値を、条件を満たすように徐々に更新する工程である。

【0371】本実施形態の腫瘍抽出過程におけるメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | v$)は、乳腺超音波像のボクセル・データ18aに対する3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)の出力、すなわち正・負値及びゼロ・クロッシングの3つの領域について、本実施形態の腫瘍抽出過程で用いた各特徴量、そして傾度の重心のそれぞれのヒストグラムをRayleigh分布関数とGaussian関数で近似することによって自動生成されている(ステップS1)。そして、作成されたメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} | v$)とフジィ・ルールからなるフジィ推論機構を用いて、ボクセル・データ18aに関する3つのクラスに属するグレードを表す画像を求め、そこから地検法の考え方を利用したデフジャシ処理によって腫瘍の領域を徐々に修正しながら最終的に決定する。

【0372】ここで、すべてのボクセルは、“腫瘍”

```
R1: if  $N_t > 1$  and  $N_n \geq 2$  and  $N_b = 1$ 
    then  $\mu_t \downarrow, \mu_n \downarrow, \mu_b \uparrow$ .
```

```
R2: else if  $N_n > 0$  and  $N_b \geq 1$  and  $N_t = 1$ 
```

* 瘍”、“正常組織”及び“境界”のグレードを示す3つの画像(μ_t, μ_n, μ_b)の中で最大値をとるクラスによってラベル付けされる(ステップS2)。次に、注目ボクセルに連結する $3 \times 3 \times 3$ の領域内における“腫瘍”、“正常組織”及び“境界”の3つの領域のラベルの数(N_t, N_n, N_b)をそれぞれに計算し(ステップS4)、局所的な制約ルールに入力する(ステップS6)。

【0373】更に、局所的な制約条件(ステップS6)によって生じる矛盾が生じた場合は、条件を満たすように μ_t, μ_n, μ_b の値を徐々に更新していく。この処理を並列的(ステップS2→…S9→S2→…)に反復することによって、最終的にボクセルを“腫瘍”、“正常組織”、または“境界”に分類する(ステップS11)。

【0374】またラベル計算工程(ステップS3、S4、S5)は、前述のラベル付け工程(ステップS1、S2、S7)に続いて、注目しているボクセル(注目ボクセル)に連結する(連続して連なる) $3 \times 3 \times 3$ (ボクセル)の領域(3次元領域)内に存在する“腫瘍”の領域のラベルの数 N_t 、“正常組織”の領域のラベルの数 N_n 、及び“境界”の領域のラベルの数 N_b をそれぞれ計算する工程である。

【0375】また並列反復工程(ステップS6→S7→S8→S9→S2→…)は、ラベル計算工程(ステップS3、S4、S5)で算出したラベルの数(N_t, N_n, N_b)の各々を局所的な制約ルールに入力する処理(ステップS5→S6)を、3次元画像を構成するボクセルに対して並列的に反復する工程である。

【0376】これにより、すべてのボクセルは、“腫瘍”、“正常組織”及び“境界”のグレードを示す3つの画像(μ_t, μ_n, μ_b)の中で最大値をとるクラスによってラベル付けされる(ステップS10、S11)。

【0377】次に、注目ボクセルに連結する $3 \times 3 \times 3$ の領域内における“腫瘍”、“正常組織”及び“境界”の3つの領域のラベルの数(N_t, N_n, N_b)をそれぞれに計算し(ステップS5)、局所的な制約ルールに入力する。更に、局所的な制約条件(ステップS6)によって生じる矛盾が生じた場合は、条件を満たすように μ_t, μ_n, μ_b の値を徐々に更新していく。この処理を並列的に反復することによって、最終的にボクセルを“腫瘍”、“正常組織”、または“境界”に分類する。

【0378】また並列反復工程(ステップS6→S7→S8→S9→S2→…)で用いられる局所的な制約ルールを、if then else条件文形式で表された以下のルール(式(2-11))で規定している。

【0379】

83

84

```

      then  $\mu_i \uparrow, \mu_s \downarrow, \mu_b \downarrow$ ,
R3: else if  $N_i = 0$  and  $N_s \geq 1$  and  $N_b \geq 1$ 
      then  $\mu_i \downarrow, \mu_s \uparrow, \mu_b \downarrow$ ,
R4: else if  $N_i > N_s + 12$ 
      then  $\mu_i \uparrow, \mu_s \downarrow, \mu_b \downarrow$ ,
R5: else if  $N_s > N_i + 12$ 
      then  $\mu_i \downarrow, \mu_s \uparrow, \mu_b \downarrow$ ,
R6: else
      then  $\mu_i \downarrow, \mu_s \downarrow, \mu_b \uparrow$ ,

```

(ただし、 $A \uparrow$ はAの値に一定数Cを加えること(A+C)を意味する演算子、 $A \downarrow$ はAの値から一定数Cを減すること(A-C)を意味する演算子)

また、R4及びR5中の定数12は、注目ボクセルに連結する $3 \times 3 \times 3$ の領域において N_i と N_s の差がかなり大きいことを意味する数値であり、この値そのものはデファジィ結果を人間が見て最適となるよう、試行錯誤的に求めたものである。本実施形態の腫瘍抽出通過の適用処理では、(2-11)式における記号 \downarrow の増減定数C=0.25としており、値が1.0を超えたときには1.0に、また0.0より小さくなったときには0.0にしている。

【0380】具体的には、各ボクセルについてR1~R6は順番に処理され、どれかが成立した場合に後のルールは無視される。また、このデファジィ処理は並列的に繰り返行われ、全ボクセル・データ16aに対する μ_i, μ_s, μ_b の変化量の合計がある閾値以下となったときに終了する。この時点で、各ボクセルに対して μ_i, μ_s, μ_b の中で最大の値をとる要素がそのボクセルの属性として決定される結果、最終的に各ボクセルに“腫瘍”、“正常組織”または“境界”のいずれかの要素を割り当てることになる。

【0381】また、周囲ボクセルの持つ“腫瘍”、“正常組織”及び“境界”のいずれかの要素を割り当てている。従って、例えば、あるボクセルの“境界”に属するグレード μ_a が初めは大きかったとしても、周囲に“腫瘍”(あるいは“正常組織”)に属するグレードの大きいボクセルだけが存在する場合、そのボクセルの“腫瘍”(あるいは“正常組織”)であるグレード μ_i (あるいは μ_s)は反復処理によって大きく、“境界”と“正常組織”(あるいは“腫瘍”)に属するグレード μ_s と μ_i (あるいは μ_s)はより小さく変更されていく(R3, R5参照)。

【0382】逆に、あるボクセルの“境界”らしきのグレード μ_a が初めは小さかったとしても周囲に2つ以上の“境界”、1つ以上の“腫瘍”らしきのグレード μ_i と“境界”らしきのグレード μ_s と“正常組織”らしきのグレード μ_b の大きいボクセルがあれば、そのボクセルの“境界”らしきのグレード μ_b はより大きな値に、“腫瘍”らしきのグレード μ_i と“境界”らしきのグレード μ_s と“正常組織”らしきのグレード μ_a はより

……式(2-11)

10 小さな値に更新されていく(R1参照)。

【0383】3つのクラスに分類されたボクセル・データ16aに対して、ボクセルの連結性によって腫瘍領域のみを抽出する。本実施形態の腫瘍抽出通過で処理するボクセル・データ16aのROI(Region of interest)に存在する腫瘍領域が“正常組織”によって囲まれている閉領域であり、また、その領域の中に誤ったクラスに分類されている“正常組織”を含む場合がある。そこで、対象となるROIにおける腫瘍の領域が次のようなルールで決定される。

20 【0384】すなわち、処理(1)ボクセル・データ16aの全体が“正常組織”によって囲まれると仮定して、その外回りの“正常組織”の任意の1つのボクセルから出発し、ある1つの“腫瘍”のボクセルを探索する。

【0385】処理(2)探索された1つの“腫瘍”のボクセルに連結している“腫瘍”ボクセルをすべて探索して、それらのボクセルを“腫瘍1”とラベル付ける。

30 【0386】処理(3)処理を処理(1)に戻して、“腫瘍1”、“腫瘍2”……“腫瘍n”のように腫瘍の領域をラベリングする。この処理を終了すれば、次の処理に移る。

【0387】処理(4)ラベリングされた“腫瘍k”(k=1, 2, 3, …, n)について、ボリュームの大きさが大から小までの順にならべて、球と仮定する場合その直径が2mm以下のものをノイズとして切り捨て、残された“腫瘍”の中で重心がROIの中央が一番近いものを最終的に“腫瘍”として決定する。

【0388】図18(a)は、図16(a)、(b)、(c)に示された3つの属性に関するグレード{t,

40 n, b}の画像{ μ_i, μ_s, μ_b }をデファジィすること(デファジィ工程を実行すること)によってクラス分けされた画像である。輝度の最も高い領域が“境界”、暗い領域が“腫瘍”、そして中間の輝度の領域が“正常組織”である。図18(b)はボクセル連結性によって最終的に決定された腫瘍の領域の境界とボクセル・データ16aの断面とを重ねた画像である。また、図18(c)は本実施形態の腫瘍抽出通過により抽出した腫瘍の表面形状の3次元像である。腫瘍表面の3次元表示像は、抽出した境界の各ボクセルを中心とする近傍の $5 \times 5 \times 5$ のボクセルを用いて、最小2乗法によって近似さ

れた平面にランバート・シェーディングな陰影手法を適用したものである。同図を観察すると、悪性腫瘍表面の不整の様子が良好に表示されていることが分かる。

【0389】小型(約2.8×2.2×1.5cm)³・駆置(17.0g)の交流磁界位置センサ131を超音波超音波プローブ121に取り付けることにより、検者が日常の診断と同じように手動で超音波式プローブ121を走査しながら、3次元超音波画像データ15bを収集することができた。悪性腫瘍16例、良性腫瘍(線維腺腫)11例に適用したところ、いずれも良好な腫瘍の抽出ができており、本手法の有効性が示唆された。

【0390】以上、本実施形態の腫瘍抽出過程を要約すると、特徴量演算工程が、3次元のボクセルの各々に対して、3次元ボクセル・データ16a上における腫瘍の領域と周囲正常組織及び両者の境界に関する所定の統計量の分布を、ファジイ推論を利用してメンバシップ関数

$\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid v$) の【0, 1】区間の確率分布として表現する処理を実行する。またメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ 自動生成工程

が、メンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid v$) を備えたファジイ推論過程に基づいて、特徴量演算工程で求めた統計量の分布をまとめて腫瘍の領域を自動抽出する処理を実行する。これにより、ボクセル・データに対して3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)をかけ、その出力の正負及びゼロ・クロッシング点から3つのクラスに分類し、特徴量について、3つのクラスに属する“らしさ”を示すメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid v$) を求めることができるようになる。1種の2次微分フィルタ、またはバンドパス・フィルタであり、画像処理では対象の腫瘍抽出においてよく使われている簡便な3次元LoG(Laplace of Gaussian関数)フィルタを用いる結果、ボクセル・データの境界の位置で2次微分がゼロとなり、またはフィルタの出力が正負の変化、すなわちゼロ交差(Zerocrossing)が現れる。これらの出力のゼロ・クロッシング点を連結すると境界となる。従って、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)出力のゼロ・クロッシング点を結ぶと、それが抽出しようとする対象領域の境界面となる。そこで、ゼロ・クロッシングによる“境界”抽出に加えて、出力の正負が程度の低い“腫瘍”、食糧が程度の高い“正常組織”となることを利用して、ボクセルを3つのクラスに分類できるようにする。このような簡便なクラス分類を実行することにより、PC程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間(高速)に計算(画

像処理)できるようなメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid v$) の自動作成が可能となる。またファジイ推論工程が、メンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ 自動生成工程で求めたメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ 自動生成工程を実行した際に生成されたメンバシップ関数 $\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\}$ ($\{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid u, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid d, \{\mu_t, \mu_n, \mu_b\} \mid v$)、及びファジイ・ルールを含んで構成されるファジイ推論過程に基づいて、各ボクセルを、所定のタイプの領域にクラス分けする処理を実行する。

デファジイ(Defuzzify)処理は、弛緩法に基づいた非ファジイ化過程を各ボクセルに対して実行し、この処理(非ファジイ化過程の処理)に続いて、各ボクセルを、“腫瘍”、“正常組織”または“境界”のいずれかに分類して腫瘍領域の最終決定を行う処理を実行する。このようなファジイ推論工程とデファジイ工程を設けることにより、パーソナルコンピュータ(PC)程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間(高速)に計算(画像処理)できるような簡便なファジイ推論と弛緩法を用いて、各ボクセルを“腫瘍”、“正常組織”及び両者の“境界”という3つのクラスに分類できるようにする。その結果、PC程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間(高速)に計算(画像処理)できるような、簡便な超音波3次元画像から、スペckル・ノイズや音響陰影などのアーチファクト、境界部の欠落、筋層など腫瘍以外の低輝度の領域を除去した腫瘍(特に、乳腺腫瘍)の領域(文中の“腫瘍”)を高い精度で発見でき、悪性腫瘍(癌)の判別を再現性良く自動抽出できるようにする。

【0391】【悪性腫瘍自動識別過程】次に、図面に基づき、乳腺検診システム50の後処理である悪性腫瘍自動識別過程(乳腺腫瘍の自動識別アルゴリズム)の一実施形態を説明する。図19は、本実施形態の悪性腫瘍自動識別過程の処理フローである。

【0392】本実施形態の悪性腫瘍自動識別過程は、乳腺検診システム50の後処理である腫瘍抽出過程に続くプロセスであって、乳腺301のMRI画像や超音波画像等の2次元断面画像(超音波断面画像データ121a)から3次元画像のデータの形態であるボクセル・データ18aに基づいて、組織間の境界を抽出して正常組織の中から乳腺組織を発見する病理診断支援システムに適用可能な手法であって、腫瘍凹凸不定定量化工程(ステップ10)、腫瘍診断工程(ステップ20)を中心とする論理構成になっており、前述したような乳腺検診システム50を構成するPCなどのCPUで実行可能なプログラムコードで記述されている。

【0393】悪性腫瘍自動識別過程のプログラムコードは、PC内の記憶装置(例えば、EEPROM等の半導体記憶デバイス、磁気ディスク等の磁気記憶手段、MO

30

40

50

等の磁気光記憶手段)に保持され、適時読み出されて実行されても良いし、また、フロッピーディスク等にプログラムコードとして保持された状態でPCに読み込んで実行されても良いし、あるいは、ネットワークを経由してネットワーク機器からダウンロードされて実行されても良い。

[0394] 本実施形態の悪性腫瘍自動識別過程では、前述の乳腺腫瘍の自動抽出法によって得られる腫瘍の領域を3次元的に表示し、そしてその表面の幾何学的な凹凸を定量的に計測・評価する。腫瘍表面の3次元表示は、我々が物を見る時に生じている光の陰影と同様な濃淡分布を腫瘍の表面につけることのできるサーフェス・レンダリングを用いて行われる。それによって、腫瘍表面形状の微妙な凹凸変化を観察することができるようになり、共通な認識に基づき理解や判断ができるようになる。

[0395] 乳腺腫瘍診断の最大の特徴は、良性または悪性の鑑別が格段でよくることであり、その中で1cm以下の小さな乳癌の判別診断が最も重要である。また良性腫瘍(線維腺腫)は、その輪郭形状が円形ないし楕円形などのような“整かつ平滑”である。

[0396] 一方悪性腫瘍(癌)は輪郭形状が蟹形や星形などのような“不整かつ凹凸性状”を呈する。通常の超音波検査技術では、断層画像(超音波断層画像データ121a)におけるこのような幾何学的な形状の特徴がよく用いられるが、腫瘍がまだ小さいときは、断層画像(超音波断層画像データ121a)の観察だけではその腫瘍が悪性のものなのか良性のものなのかを把握しにくい場合がある。

[0397] そこで本実施形態では、悪性腫瘍(癌)はその表面形状が良性腫瘍(線維腺腫)のそれより凹凸不整のため、表面積が同じ体積を有する良性腫瘍(線維腺腫)より大きいことを利用する。そこで表面形状の凹凸不整を定量化(ステップP10)するために、抽出した腫瘍の表面積と体積の比を利用したパラメータ(腫瘍形状判定パラメータ γ)を定義する(ステップP13)。球体の場合で正規化(ステップP14)した表面積と体積の比の腫瘍形状判定パラメータ γ ($=\text{Surface}^2/\text{Volume}^3 \times \text{ratio}, S/V \text{ ratio}$)は、悪性腫瘍(癌)が良性腫瘍(線維腺腫)より高値を示すことになる。

[0398] このために腫瘍凹凸不定定量化工程(ステップP10)は、図19に示すように、腫瘍表面形状の凹凸の度合いを測る指標として腫瘍の表面積 S (ステップP11)、体積 V (ステップP12)を利用した腫瘍形状判定パラメータ γ を計算する(ステップP13)論理構成となっている。

[0399] ここで腫瘍形状判定パラメータ γ は、 $\gamma = (S^2/V^3) / \kappa$ 、 κ =定数 式(3-1)で定義される。定数は、腫瘍の形状が球のとき γ

が1となるように正規化(ステップP14)するためのものであって、具体的には、 $36/\pi$ としている(ステップP14)。

[0400] 乳癌検診システム50における乳腺腫瘍の診断を支援するために、抽出された腫瘍に対して表面形状を3次元表示するとともに、その幾何学的な凹凸を評価する。抽出した腫瘍の表面積の3乗と体積の2乗との比である $S/V \text{ ratio}$ をパラメータとして利用して腫瘍の表面形状の凹凸不整を定量化している。更に加えて、良悪性の両者に対してこの $S/V \text{ ratio}$ (所定の閾値)を用いて両者のグループ分け(ステップP21)を行う。

[0401] 具体的には、この腫瘍形状判定パラメータ γ を臨床応用によって抽出した悪性腫瘍(癌)18例、良性腫瘍(線維腺腫)11例の結果に適用した評価結果、及び良悪性の両者に基づいて、この腫瘍形状判定パラメータ γ を $S/V \text{ ratio} \approx 4$ (=所定の閾値)に設定している(ステップP21)。

[0402] このために腫瘍凹凸不定定量化工程(ステップP10)を実行することにより、腫瘍表面形状の凹凸の度合いを測る指標として腫瘍の表面積、体積を利用した腫瘍形状判定パラメータ γ ($\gamma = (S^2/V^3) / \kappa$)を計算する。腫瘍の表面が滑らかであれば腫瘍形状判定パラメータは小さく、表面が凹凸の性状を呈すれば腫瘍形状判定パラメータは大きな値になる。

[0403] そこで、図19に示すように、この腫瘍凹凸不定定量化工程(ステップP10)に続いて形状判定工程(ステップP21)を実行することにより、計算した腫瘍形状判定パラメータ γ が所定の($S/V \text{ ratio}$)未満である場合に腫瘍の表面が滑らかであると判定する(ステップP23)一方、閾値($S/V \text{ ratio}$)以上である場合に腫瘍の表面が凹凸の性状を呈していると判定する(ステップP22)。

[0404] また、図19に示すように、形状判定工程(ステップP21)を実行することにより、表面が滑らかであると判定した腫瘍を良性腫瘍(線維腺腫)と診断し、表面が凹凸の性状を呈していると判定した腫瘍を悪性腫瘍(癌)と診断する。

[0405] 乳癌検診システム50における腫瘍表面の3次元表示は、前述したように、サーフェス・レンダリングなる陰影法によって行われており、表面の3次元形状の微妙な凹凸変化を容易に観察することができるようになる。

[0406] 腫瘍凹凸不定定量化工程(ステップP10)は、図19に示すように、最終的に抽出された腫瘍を構成するボクセルの総和として腫瘍の体積を計算する腫瘍体積算定工程(ステップP12)を実行している。

[0407] 算出した腫瘍の体積に応じて、腫瘍表面形状の凹凸の度合いを測る指標として腫瘍の表面積、体積を利用した腫瘍形状判定パラメータ γ ($\gamma = (S^2/V^3) / \kappa$)

$V^4)/\pi$ を計算する(ステップP13)。この腫瘍凹凸不整定量化工程(ステップP10)に続いて前述の形状判定工程(ステップP21)を実行し、計算した腫瘍形状判定パラメータに応じて腫瘍の表面の滑らかさや凹凸の性状を判定する(ステップP21)。形状判定工程(ステップP21)に続いて腫瘍診断工程(ステップP20)を実行し、表面判定結果に応じて腫瘍が良性なのか、悪性なのかを診断する(ステップP21→P22、またはP21→P23)。

[0408]腫瘍体積算定工程(ステップP12)は、ボクセルを基本単位とする計算を行うので、コンパクトで安価なPCのようなコンピュータリソースで高速に自動的に実行でき、乳腺腫瘍の初期診断、集団検診として有効な乳癌検診システム50を構築できる。

[0409]また腫瘍凹凸不整定量化工程(ステップP10)は、図19に示すように、第1工程(ステップP11)と第2工程(ステップP112)とを基本構成とする腫瘍表面積算定工程(ステップP11)を実行している。

[0410]腫瘍表面積算定工程(ステップP11)は、腫瘍の輪郭としてラベリングされたボクセルに対して、隣接する3つのボクセルの組み合わせを作ると共に、この3つの組み合わせで形成される三角形の面積の総和を表面積とする工程である。

[0411]すなわち、腫瘍凹凸不整定量化工程(ステップP10)に腫瘍体積算定工程(ステップP12)を設けることにより、最終的に抽出された腫瘍を構成するボクセルの総和として腫瘍の体積を計算する。更に加えて、腫瘍凹凸不整定量化工程(ステップP10)に腫瘍表面積算定工程(ステップP11)を設けることにより、腫瘍の輪郭としてラベリングされたボクセルに対して、隣接する3つのボクセルの組み合わせを作成する。また第1工程(ステップP11)に続いて第2工程(ステップP112)を実行することにより、隣接する3つのボクセルの組み合わせで形成される三角形の面積の総和を腫瘍の表面積として算出する(ステップP11)。更に加えて、この腫瘍の体積に応じて、腫瘍表面形状の凹凸の整合性を測る指標として腫瘍の表面積、体積を利用した腫瘍形状判定パラメータを計算する(ステップP13)。この腫瘍凹凸不整定量化工程(ステップP10)に続いて前述の形状判定工程(ステップP21)を実行し、計算した腫瘍形状判定パラメータに応じて腫瘍の表面の滑らかさや凹凸の性状を判定する(ステップP21)。形状判定工程(ステップP21)の結果に応じて、ステップP22、P23を実行し、表面判定結果に応じて腫瘍が良性なのか、悪性なのかを診断する。

[0412]第1工程(ステップP11)や第2工程(ステップP112)を含むこのような腫瘍表面積算定工程(ステップP11)は、ボクセルを基本単位とする

計算を行うので、コンパクトで安価なPCのようなコンピュータリソースで高速に自動的に実行でき、乳腺腫瘍の初期診断、集団検診として有効な乳癌検診システム50を構築できる。

[0413]腫瘍凹凸不整定量化工程(ステップP10)に続く腫瘍診断工程(ステップP20)は、図19に示すように、腫瘍凹凸不整定量化工程(ステップP10)が計算した腫瘍形状判定パラメータが所定の閾値未満である場合(ステップP21の<)に腫瘍の表面が滑らかであると判定し、閾値以上である場合(ステップP21の≥)に腫瘍の表面が凹凸の性状を呈しているとして判定する論理構成となっている。

[0414]腫瘍診断工程(ステップP20)は、形状判定工程(ステップP21)の結果に応じて、表面が滑らかであると判定した腫瘍を良性腫瘍(線維腺腫)と診断し(ステップP23)、表面が凹凸の性状を呈しているとして判定した腫瘍を悪性腫瘍(癌)と診断(ステップP22)する論理構成となっている。

[0415]本実施形態の悪性腫瘍自動識別過程では、乳腺腫瘍の診断を支援するために、抽出された腫瘍に対して表面形状を3次元表示するとともに、その幾何学的な凹凸を評価した。腫瘍表面の3次元表示は、サーフェス・レンダリングによる陰影法によって行われており、表面の3次元形状の微妙な凹凸変化を容易に観察することができた。また、抽出した腫瘍の表面積の3乗と体積の2乗との比(S/V ratio)の腫瘍形状判定パラメータを利用して腫瘍の表面形状の凹凸不整を定量化(ステップP10)した。

[0416]この腫瘍形状判定パラメータを本臨床応用によって抽出した悪性腫瘍(癌)18例、良性腫瘍(線維腺腫)11例の結果に適用した評価結果、及び良悪性の両者に対してこの腫瘍形状判定パラメータは S/V ratio ≈ 4 で両者のグループ分け(ステップP21)ができたことを以下に示す。

[0417]図20は、本実施形態の悪性腫瘍自動識別過程の有効性を検証するための各種のケースを示している。本実施形態の悪性腫瘍自動識別過程の有効性を検証するために、臨床応用データとして、図20に示される悪性16例(図中のケース(1)～ケース(16))、良性11例(図中のケース(17)～ケース(27))が用いられた(悪性・良性の判定は、図中「症状」欄に記載されている)。図20に示されたように、被検者の年齢構成(図中「年齢」)は25歳～77歳である。また、腫瘍の大きさ(図中「大きさ[cm]」)は0.5cm～1.8cmである。

[0418]図20に示されている臨床データへの適用結果は、いずれも良好に抽出することができたが、そのうちの悪性5例、良性5例についてそれぞれ図21～図25と、図26～図30に示す。

[0419]図21～図30の各々の図(a)は、ボク

セル・データ16aのzx平面についての1断面の断面画像(超音波断面画像データ121a)と抽出された腫瘍の境界を重ねて表示した画像である。図21～図30の各々の図(a)より良好な腫瘍の領域が抽出されていることが分かる。

【0420】図21～図30の各々の図(b)はサーフェス・レンダリングによる腫瘍表面形状の3次元表示像である。

【0421】図21(b)～図25(b)より、悪性腫瘍(癌)の特徴である腫瘍表面の凹凸不整としてよく認識され、癌の周囲への浸潤の様子がよく観察される。

【0422】また、図26～図30の各々の図(b)より、良性腫瘍(線維腺腫)の特徴である腫瘍の表面が平滑であることが明確に抽出されていることが分かる。このように、本実施形態の悪性腫瘍自動識別過程によって乳癌腫瘍の領域が良好に抽出され、腫瘍表面の3次元表示画像から良悪性の幾何学的な特徴を容易に観察することができるようになり、腫瘍の良悪性の判別診断がより客観的に行えることとなった。

【0423】図31は、式(3-1)を腫瘍抽出過程で抽出された腫瘍に適用して計算した結果を示している。前述したように、腫瘍の表面が滑らかであれば腫瘍形状判定パラメータは小さくなり、表面が凹凸の性状を呈すれば腫瘍形状判定パラメータは大きな値になる。式(3-1)を前述の腫瘍抽出過程で抽出された腫瘍に適用して計算した結果を図31に示す。

【0424】図32は、算出した腫瘍形状判定パラメータと求めた腫瘍の体積の関係を示している。算出した腫瘍形状判定パラメータと腫瘍形状判定パラメータと求めた腫瘍の体積の関係を図32に示す。それによると、良性(線維腺腫)と悪性(癌)に対してこの腫瘍形状判定パラメータは顕著に異なる値(悪性の腫瘍形状判定パラメータ ≥ 4 、良性の腫瘍形状判定パラメータ < 4)を示しており、腫瘍形状判定パラメータ ≥ 4 で良悪性がグループ分け(ステップP21)される。このように、本腫瘍形状判定パラメータによって腫瘍の良悪性の定量的判別ができていることが分かる。

【0425】以上要約すれば、腫瘍凹凸不整定量化工程(ステップP10)を実行することにより、腫瘍表面形状の凹凸の度合いを測る指標として腫瘍の表面積、体積を利用した腫瘍形状判定パラメータを計算する(ステップP13)。この腫瘍凹凸不整定量化工程(ステップP10)において、球の場合で正規化(ステップP14)した表面積と体積の比のパラメータ S/V ratioが悪性腫瘍(癌)が良性腫瘍(線維腺腫)より高値を示すことに注目して、腫瘍診断工程(ステップP20)を実行することにより、計算した腫瘍形状判定パラメータが所定の閾値未満である場合(ステップP21の<)に腫瘍の表面が滑らかであると判定する一方、閾値以上である場合(ステップP21の \geq)に腫瘍の表面

が凹凸の性状を呈していると判定する(ステップP21)。腫瘍診断工程(ステップP20)を実行することにより、表面が滑らかであると判定した腫瘍を良性腫瘍(線維腺腫)と診断し(ステップP23)、表面が凹凸の性状を呈していると判定した腫瘍を悪性腫瘍(癌)と診断する(ステップP22)。

【0426】その結果、悪性腫瘍(癌)の特徴である腫瘍表面の凹凸不整がある乳癌腫瘍の領域が良好に検出でき、腫瘍表面の3次元表示画像から良悪性の幾何学的な特徴を容易に観察することができるようになり、腫瘍の良悪性の判別診断がより客観的に行えるようになる。

【0427】すなわち、乳癌腫瘍の自動抽出システム(病理診断支援システム)によって得られる腫瘍の領域を3次元的に表示し、そしてその表面の幾何学的な凹凸を定量的に計測・評価することができるようになる。乳癌検診システム50における腫瘍表面の3次元表示は、我々が物を見る時に生じている光の陰影と同様な濃淡分布を腫瘍の表面に付けることのできるサーフェス・レンダリングを用いる。これにより、腫瘍表面形状の微妙な凹凸変化を観察することができるようになり、医者と患者とで共通な認識に基づく理解や判断ができるようになる。その結果、抽出した腫瘍を3次元映像化するとともに腫瘍表面形状の幾何学的凹凸を定量化(ステップP10)することによって乳癌検診システム50を構築できるようにする。

【0428】腫瘍形状判定パラメータの算出は、コンパクトで安価なPCのようなコンピュータリソースで高速に自動的に実行でき、乳癌腫瘍の初期診断、集団検診として有効な乳癌検診システム50を構築できる。

【0429】

【発明の効果】請求項1に記載の第1課題を主として解決するための3次元画像取得過程によれば、プローブ手段が3次元位置センサ手段(プローブ姿勢検出センサ)に取り付けられているので、プローブ工程がスキャニング中のプローブ手段の空間的な位置及び/または姿勢を測定して3次元位置センサ工程が被測定物体の探針動作に同期させたプローブ座標データを生産できる。すなわち、プローブ手段に取り付けた3次元位置センサ手段(プローブ姿勢検出センサ)によって計測された位置データ(プローブ手段の座標データ)を用いて、プローブ手段を任意に走査して得られた一連の探針データでボクセル・データ16aに変換できるようになる。このような3次元画像取得過程は、非常に柔軟でデリケートな組織構造を有する乳腺のような被測定物体を探針してボクセル・データ16aを作成するよりなアプリケーションに適している。すなわち、3次元位置センサ手段(プローブ姿勢検出センサ)を取り付けたプローブ手段を用いて取得されたエコーから乳腺(被測定物体)を抽出して、その3次元的な形状(3次元画像)から3次元的な表面形状から主要の良性、悪性の識別を行う乳癌診断を

行う画像システムに最適な腫瘍診断方法を実現する前述の第1)の目的を達成することができる。

【0430】また、第2課題を主として解決するための腫瘍抽出処理過程によれば、ボクセル・データ16aに対して3次元L0フィルタをかけ、その出力の正負及びゼロ・クロッシング点から3つのクラスに分類し、特徴量について、3つのクラスに属する“らしさ”を示すメンバシップ関数を求めることができるようになる。また、ゼロ・クロッシングによる“境界”抽出に加えて、出力の正値が程度の低い“腫瘍”、負値が程度の高い“正常組織”となることを利用して、ボクセルを3つのクラスに分類できるようになる。このような簡便なクラス分類を実行することにより、PC程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間（高速）に計算（画像処理）できるようなメンバシップ関数の自動作成が可能となる。またファジィ推論工程とデファジィ工程を設けることにより、パーソナルコンピュータ（PC）程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間（高速）に計算（画像処理）できるような簡便なファジィ推論と地検法を用いて、各ボクセルを“腫瘍”、“正常組織”及び両者の“境界”という3つのクラスに分類できるようになる。その結果、PC程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間（高速）に計算（画像処理）できるような、簡便な超音波3次元画像から、スベクル・ノイズや音響陰影などのアーチファクト、境界部の欠落、筋層など腫瘍以外の低輝度の領域を除去した腫瘍（特に、乳腺腫瘍）の領域を高い精度で発見でき、悪性腫瘍の判断を再現性良く自動抽出できるようになる。すなわち、3次元L0G（Laplace of Gaussian）フィルタを用いたメンバシップ関数の自動作成し、ファジィ推論並びに地検法を用いて、各ボクセルを“腫瘍”、“正常組織”及び両者の“境界”という3つのクラスに分類し、その結果に基づいて、腫瘍の3次元領域の決定することにより、PC程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間（高速）に計算（画像処理）できるような簡便なファジィ推論アルゴリズムを提供し、その結果、超音波3次元画像から腫瘍（特に、乳腺腫瘍）の領域を高い精度で発見でき、悪性腫瘍の判断を再現性良く自動抽出できる腫瘍診断方法を実現する前述の第2)の目的を達成することができる。

【0431】一方第3課題を主として解決するための腫瘍抽出処理過程では、悪性腫瘍はその表面形状が良性腫瘍のそれより凹凸不平のため、表面積が同じ体積を有する良性腫瘍より大きいことを利用することにより、形状判定工程において表面が滑らかであると判定した腫瘍を良性腫瘍と診断し、表面が凹凸の形状を呈しているとして判定した腫瘍を悪性腫瘍と診断する。その結果、悪性腫瘍（癌）の特徴である腫瘍表面の凹凸不平がある乳腺腫瘍の領域が良好に検出でき、腫瘍表面の3次元表示画像か

ら良悪性の幾何学的な特徴を容易に観察することができるようになり、腫瘍の良悪性の判別診断がより客観的に行えるようになる。すなわち、乳腺腫瘍の自動抽出システム（病理診断支援システム）によって得られる腫瘍の領域を3次元的に表示し、そしてその表面を幾何学的な凹凸を定量的に計測・評価することができるようになる。腫瘍表面の3次元表示は、我々が物を見るときに生じている光の陰影と同様な濃淡分布を腫瘍の表面につけることのできるサーフェス・レンダリングを用いる。これにより、腫瘍表面形状の微妙な凹凸変化を観察することができるようになり、検者と患者とで共通な認識に基づく理解や判断ができるようになる。その結果、抽出した腫瘍を3次元映像化するとともに腫瘍表面形状の幾何学的凹凸を定量化することによって乳癌診断を支援できるようにになる。腫瘍形状計測パラメータの算出は、コンパクトで安価なPCのようなコンピュータリソースで高速に自動的に実行でき、乳腺腫瘍の初期診断、集団検診として有効な手段となる。すなわち、超音波診断法などの可視化技術を用いて3次元画像として抽出した（良性や悪性）腫瘍の表面積Sと体積Vの比のパラメータS/V ratioを利用したパラメータを定義して腫瘍表面形状の凹凸不整を定量化し、生体のMRI画像や超音波画像等で構成される3次元画像で表された組織間の境界を抽出して正常組織から癌組織（特に、乳癌組織（乳腺悪性腫瘍））を発見する病理診断支援システムに適用可能な腫瘍診断方法を、PC程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間（高速）に計算（画像処理）できるような簡便な腫瘍診断方法を提供し、その結果、超音波3次元画像から腫瘍（特に、乳腺腫瘍）の領域を高い精度で発見でき、悪性腫瘍の判断を再現性良く自動抽出できる腫瘍診断方法を実現する前述の第3)の目的を達成することができる。

【0432】請求項2に記載の3次元画像取得過程によれば、請求項1に記載の効果に加えて、プローブ手袋の位置や姿勢を実時間でトラッキングする必要がある従来のマニュアル走査やメカニカル走査作業に代えて、超音波断面画像（断面画像データ）と同時にプローブ手袋の位置データ（プローブ座標データ=位置データ（ $x_0, y_0, z_0, \psi, \theta, \phi$ ））をプローブ手袋の位置の補正データとして用いることで、トラッキング工程によって取得された超音波断面画像（断面画像データ）を、従来のマニュアル走査と同様にアーチファクトの少くなく再現性の高い3次元のボクセル・データに変換することができる。その結果、メカニカルにプローブ手袋を走査すると、組織を圧迫して再現性の高い腫瘍の形状が得られない恐れがある非常に柔軟でデリケートな組織である乳房のような被測定物体に対しても高精度の断面画像データを生成できるようになる。また、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データ16a

とすることにより、取得した超音波断層画像(探針データ)を3次元座標変換した後に、線形補間された等方的なボクセルの画像データ(ボクセル・データ16a)が生成できるようになる。

【0433】また請求項3に記載の3次元画像取得過程によれば、請求項1に記載の効果に加えて、プローブ手段の位置(x_s, y_s, z_s)や姿勢(ψ, θ, ϕ)を実時間でトラッキングする必要がある従来のマニュアル走査やメカニカル走査作業に代えて、断層画像データの座標($x, y, 0$)と同時にプローブ手段のプローブ座標データとしての変換行列 $T[a_{11}]$ をプローブ手段の位置の補正データとして用いることで、プローブ手段に取り付けられた交流境界による3次元位置センサ手段(プローブ姿勢検出センサ)によって取得された断層画像データの座標($x, y, 0$)を、従来のマニュアル走査と同様にアーチファクトの少ないかつ再現性の高い3次元のボクセル・データの座標(x', y', z')に変換することができる。その結果、メカニカルにプローブ手段で乳腺を走査すると、組織を圧迫して再現性の高い腫瘍の形状が得られない恐れがある非常に柔軟でデリケートな組織である乳腺のような被測定物体に対しては高精度の断層画像データの座標($x, y, 0$)を生成できるようになる。

【0434】また、同一のボクセルについて2つ以上の異なる値が対応する場合はこれらの平均値をもってボクセルのボクセル・データ16aの座標(x', y', z')とすることにより、取得した超音波断層画像(探針データ)を3次元座標変換した後に、線形補間された等方的なボクセルの画像データの座標(x', y', z')が生成できるようになる。

【0435】また請求項4に記載の3次元画像取得過程によれば、請求項2に記載の効果に加えて、プローブ手段の位置や姿勢を実時間でトラッキングする必要がある従来のマニュアル走査やメカニカル走査作業に代えて、簡単な一次三角関数(正弦関数 \sin や余弦関数 \cos 、及びこれらの四則演算)で変換された変換行列 $T[a_{11}]$ をプローブ手段の位置の補正データとして用いることで、プローブ手段に取り付けられた交流境界による3次元位置センサ手段(プローブ姿勢検出センサ)によって取得された断層画像データの座標($x, y, 0$)を、それほど高い計算能力を持たないパーソナルコンピュータ(PC)のような小規模のハードウェアを用いても、従来のマニュアル走査と同様にアーチファクトの少ないかつ再現性の高い3次元のボクセル・データの座標(x', y', z')に変換することができる。その結果、メカニカルにプローブ手段で乳腺を走査すると、組織を圧迫して再現性の高い腫瘍の形状が得られない恐れがある非常に柔軟でデリケートな組織である乳腺のような被測定物体に対しては高精度の断層画像データの座標($x, y, 0$)を小規模のハードウェアでも高速

・低コストで生成できるようになる。

【0436】すなわち、請求項2, 3, 4に記載の3次元画像取得過程によれば、3次元位置センサ手段(プローブ姿勢検出センサ)を取り付けたプローブ手段を用いて取得されたエコーから乳腺(被測定物体)を抽出して、その3次元的な形状(3次元画像)から3次元的な表面形状から主要の良性、悪性の識別を行う乳癌診断を行う画像システムに最適な腫瘍診断方法を実現する前述の第1の目的を達成することができる。

【0437】また請求項5に記載の腫瘍抽出処理過程によれば、請求項1に記載の効果に加えて、2値化や微分オペレータなどの従来の画像処理上では腫瘍領域の自動抽出を行うのは難しいような、輝度の低い「腫瘍」(tumor)、輝度の高い「正常組織」(normal tissue)、そして両者の「境界」(boundary)を識別できるようになる。

【0438】また請求項6に記載の発明によれば、請求項5に記載の効果に加えて、1種の2次微分フィルタ、またはバンドパス・フィルタであり、画像処理では対象の境界抽出においてよく使われている簡便な3次元ガウシアン・ラプラスフィルタを用いる結果、ボクセル・データ16aの境界の位置で2次微分がゼロとなり、またはフィルタの出力が正値の変化し、すなわちゼロ交差(zero crossing)が現れる。これらの出力のゼロ・クロッシング点を連結すると境界となる。従って、3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ出力のゼロ・クロッシング点を結ぶと、それが抽出しようとする対象領域の境界面となる。そこで、ゼロ・クロッシングによる「境界」抽出に加えて、出力の正値が輝度の低い「腫瘍」、負値が輝度の高い「正常組織」となることを利用して、ボクセルを3つのクラスに分類できるようになる。このような簡便なクラス分類を実行することにより、PC程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間(高速)に計算(画像処理)できるようなメンバシップ関数の自動作成が可能となる。

【0439】また請求項7に記載の発明によれば、請求項5に記載の効果に加えて、クラス分けされた「腫瘍」ボクセル、「正常組織」ボクセルすべてに対して3つの特徴量を計算できるようになる。また、腫瘍・正常組織前後で共に「境界」とクラス分けされたボクセルのみに対して3つの特徴量を計算することで、「境界」についての特徴量は他のクラスに比べてボクセル数が少ない場合であっても、誤った「境界」ボクセルをできる限り除外できるようになる。

【0440】また請求項8, 9, 11, 12に記載の発明によれば、請求項5に記載の効果に加えて、3つの特徴量(第1乃至第3の特徴量)の各々に対する確率密度係数としてRician分布関数を用いることにより、輝度平均値のメンバシップ関数については「腫瘍」をRayleigh分布で近似し、その他の「正常組織」

と“境界”をGaussianで近似できるようにする。また、確率密度係数としてRician分布関数を用いることにより、輝度の重心と幾何学的な中心の距離のメンバシップ関数はRayleigh分布で近似できるようにする。また、第1特徴量に対する確率密度係数としてRician分布関数を用いることにより、輝度平均値のメンバシップ関数については“腫瘍”をRayleigh分布で近似し、その他の“正常組織”と“境界”をGaussianで近似できるようにする。また、第2特徴量に対する確率密度係数としてRician分布関数を用いることにより、輝度の重心と幾何学的な中心の距離のメンバシップ関数はRayleigh分布で近似できるようにする。同様にメンバシップ関数決定工程は、輝度分散に対するメンバシップ関数を、レイリー分布で表現された確率密度関数で近似している。すなわち、第3特徴量に対する確率密度係数としてRician分布関数を用いることにより、特徴量における輝度分散については、輝度分散 v のメンバシップ関数はRayleigh分布で近似できるようにする。

【0441】また請求項10に記載の発明によれば、請求項5に記載の効果に加えて、if then else条件文形式で表されたルールにおけるif thenの条件文の“and”論理演算は「ある事実の起こりうる確率が、それぞれの条件のうちの最小の確率となる」ことを意味する条件式をファジィ論理式で表現できるようにする。

【0442】すなわち、請求項5乃至12に記載の発明によれば、3次元LoG(Laplace of Gaussian)フィルタを用いたメンバシップ関数の自動作成し、ファジィ推論並びに強硬法を用いて、各ボクセルを“腫瘍”、“正常組織”及び両者の“境界”という3つのクラスに分類し、その結果に基づいて、腫瘍の3次元領域の決定することにより、PC程度の計算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間(高速)に計算(画像処理)できるような簡便なファジィ推論アルゴリズムを提供し、その結果、超音波3次元画像から腫瘍(特に、乳腺腫瘍)の領域を高い精度で見出し、悪性腫瘍の判断を再現性良く自動抽出できる腫瘍診断方法を実現する前述の第2の目的を達成することができる。

【0443】また請求項13に記載の腫瘍凹凸不定量化工程によれば、請求項1に記載の効果に加えて、超音波診断法などの可視化技術を用いて3次元画像として抽出した(良性や悪性)腫瘍の表面積 S と体積 V の比のパラメータ S/V ratioを利用したパラメータを定義して腫瘍表面形状の凹凸不定量を定量化し、生体のMRI画像や超音波画像等で構成される3次元画像で表された組織間の境界を抽出して正常組織の中から癌組織(特に、乳癌組織(乳腺悪性腫瘍))を発見する病理診断支援システムに適用可能な腫瘍診断方法を、PC程度の計

算能力をもった小規模なコンピュータリソースで短時間(高速)に計算(画像処理)できるような簡便な腫瘍診断方法を提供し、その結果、超音波3次元画像から腫瘍(特に、乳腺腫瘍)の領域を高い精度で見出し、悪性腫瘍の判断を再現性良く自動抽出できる腫瘍診断方法を実現する前述の第3の目的を達成することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の乳癌検診システムの基本構成を示すブロック図である。

【図2】Fasttrackトラッキング・システムの3次元空間座標系である。

【図3】図1の乳癌検診システムで実行される3次元画像取得過程の一実施形態を説明するフローチャートである。

【図4】図1の3次元画像取得過程で取得されるボクセル・データの作成結果の1例であり、同図(a)は、乳腺腫瘍の超音波断面画像であり、同図(b)は、ボクセル・データ中の zx 平面の一断面図である。

【図5】図1の乳癌検診システムで実行される腫瘍抽出過程のアルゴリズムを説明するためのブロック図である。

【図6】輝度の重心と幾何学的な中心の輝度の重心と幾何学的な中心の距離の概念図である。

【図7】メンバシップ関数の作成の手順を示すフローである。

【図8】球によって腫瘍をモデル化したシミュレーション・ファントムに3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)をかけた出力の中心を通るプロファイルである。

【図9】同図(a)は悪性腫瘍(画像サイズ: $128 \times 128 \times 128$ ボクセル)のボクセル・データ16aにおける zx 平面の1断面を示しており、同図(b)はそれに対する $\sigma=5$ の3次元ガウシアン・ラプラスフィルタ(3次元LoGフィルタ)の出力を示しており、同図(c)は、“腫瘍”の領域のすべてに対して膨張・収縮処理工程を行った後の画像である。

【図10】Rician関数のグラフである。

【図11】“腫瘍”、“正常組織”、“境界”に属するボクセルについての輝度平均値のヒストグラム及び近似されたメンバシップ関数を示している。

【図12】特徴量における輝度の重心と幾何学的な中心の距離のヒストグラム及び近似されたメンバシップ関数を示している。

【図13】特徴量における輝度分散のヒストグラム及び近似されたメンバシップ関数を示している。

【図14】Rayleigh分布関数のグラフである。

【図15】メンバシップ関数を利用してファジィ推論による腫瘍領域の抽出を行う第2段階の処理フローである。

【図16】同図(a)、(b)、(c)は、図9(a)

に示された悪性腫瘍（画像サイズ：128×128×128ボクセル）のボクセル・データ16aに対して本フジイ推論機構を適用して得られた“腫瘍”、“正常組織”、“境界”という3つのクラスに対するグレードを表す画像である。

【図17】デファジイ工程のフローである。

【図18】同図（a）は、図16（a）、（b）、（c）に示された3つの属性に関するグレードの画像をデファジイすることによってクラス分けされた画像であり、同図（b）はボクセル連結性によって最終的に決定された腫瘍の領域の境界とボクセル・データ16aの断面とを重ねた画像であり、同図（c）は本実施形態の腫瘍抽出過程過程により抽出した腫瘍の表面形状の3次元像である。

【図19】本実施形態の悪性腫瘍自動識別過程の処理フローである。

【図20】本実施形態の悪性腫瘍自動識別過程の有効性を検証するための各種のケースを示している。

【図21】図20に示した第1のケースにおいて、同図（a）はボクセル・データのz x平面についての1断面の断層画像と抽出された腫瘍の境界を重ねて表示した画像であり、同図（b）はサーフェス・レンダリングなる陰影手法による腫瘍表面形状の3次元表示像である。

【図22】図20に示した第4のケースにおいて、同図（a）はボクセル・データのz x平面についての1断面の断層画像と抽出された腫瘍の境界を重ねて表示した画像であり、同図（b）はサーフェス・レンダリングなる陰影手法による腫瘍表面形状の3次元表示像である。

【図23】図20に示した第6のケースにおいて、同図（a）はボクセル・データのz x平面についての1断面の断層画像と抽出された腫瘍の境界を重ねて表示した画像であり、同図（b）はサーフェス・レンダリングなる陰影手法による腫瘍表面形状の3次元表示像である。

【図24】図20に示した第8のケースにおいて、同図（a）はボクセル・データのz x平面についての1断面の断層画像と抽出された腫瘍の境界を重ねて表示した画像であり、同図（b）はサーフェス・レンダリングなる陰影手法による腫瘍表面形状の3次元表示像である。

【図25】図20に示した第10のケースにおいて、同図（a）はボクセル・データのz x平面についての1断面の断層画像と抽出された腫瘍の境界を重ねて表示した画像であり、同図（b）はサーフェス・レンダリングなる陰影手法による腫瘍表面形状の3次元表示像である。

【図26】図20に示した第19のケースにおいて、同図（a）はボクセル・データのz x平面についての1断面の断層画像と抽出された腫瘍の境界を重ねて表示した画像であり、同図（b）はサーフェス・レンダリングなる陰影手法による腫瘍表面形状の3次元表示像である。

【図27】図20に示した第20のケースにおいて、同図（a）はボクセル・データのz x平面についての1断

面の断層画像と抽出された腫瘍の境界を重ねて表示した画像であり、同図（b）はサーフェス・レンダリングなる陰影手法による腫瘍表面形状の3次元表示像である。

【図28】図20に示した第25のケースにおいて、同図（a）はボクセル・データのz x平面についての1断面の断層画像と抽出された腫瘍の境界を重ねて表示した画像であり、同図（b）はサーフェス・レンダリングなる陰影手法による腫瘍表面形状の3次元表示像である。

【図29】図20に示した第26のケースにおいて、同図（a）はボクセル・データのz x平面についての1断面の断層画像と抽出された腫瘍の境界を重ねて表示した画像であり、同図（b）はサーフェス・レンダリングなる陰影手法による腫瘍表面形状の3次元表示像である。

【図30】図20に示した第27のケースにおいて、同図（a）はボクセル・データのz x平面についての1断面の断層画像と抽出された腫瘍の境界を重ねて表示した画像であり、同図（b）はサーフェス・レンダリングなる陰影手法による腫瘍表面形状の3次元表示像である。

【図31】式（3-1）を腫瘍抽出過程で抽出された腫瘍に適用して計算した結果を示している。

【図32】算出した腫瘍形状判定パラメータと求めた腫瘍の体積の関係を示している。

【図33】第1従来技術、第2従来技術の基本構成を示す図である。

【図34】第4従来技術の基本構成を示すブロック図である。

【図35】第5従来技術の基本構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

- 10…3次元画像取得手段
- 12…プローブ手段
- 121…超音波式プローブ
- 12a…探針データ
- 121a…超音波断層画像データ
- 13…3次元位置センサ手段
- 131…交流磁界位置センサ（プローブ姿勢検出センサ）
- 13a…プローブ座標データ
- 14…トラッキング手段
- 15…3次元座標変換手段
- 15a…3次元画像データ
- 15b…3次元超音波画像データ
- 16…3次元ボクセル・データ発生手段
- 16a…ボクセル・データ
- 20…超音波診断装置
- 30…被測定物体
- 301…乳房
- 50…乳房検診システム
- PC…パーソナルコンピュータ
- φ…3次元位置センサ手段のプローブ手段に相対する方

位角

 θ …3次元位置センサ手段のプローブ手段に相対する仰

角

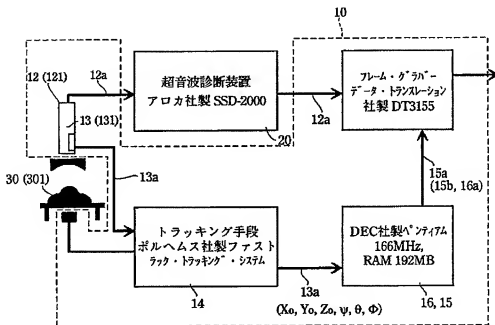
 ϕ …3次元位置センサ手段のプローブ手段に相対する横

転角

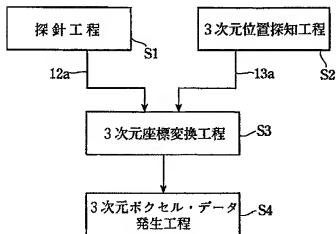
 $T[a_{11}]$ …変換行列* a_{11} …行列要素 $(x, y, 0)$ …探針データまたは超音波断面画像データの座標 (x', y', z') …3次元画像データまたは3次元超音波画像データの座標

*

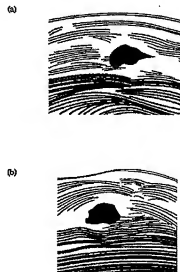
【図1】



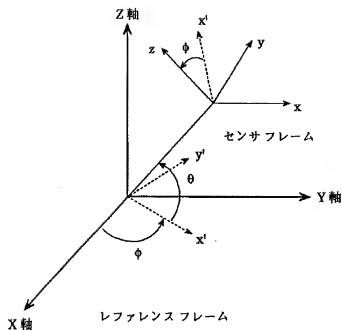
【図3】



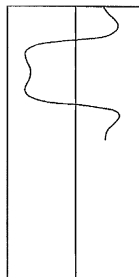
【図4】



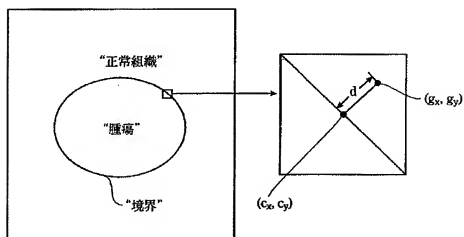
【図2】



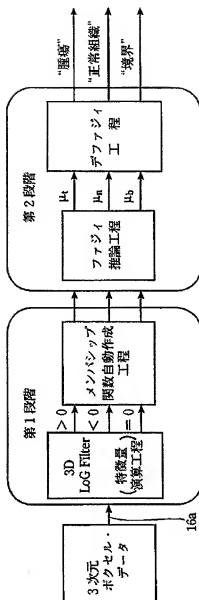
【図8】



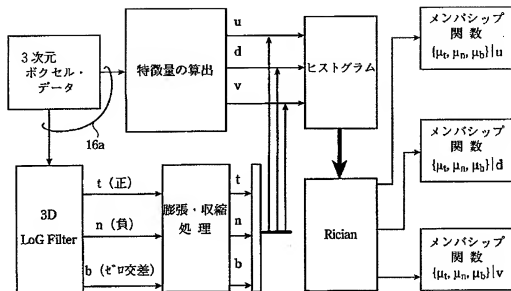
【図6】



〔図5〕

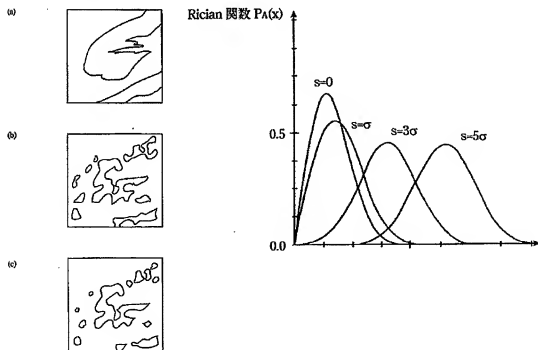


【図7】

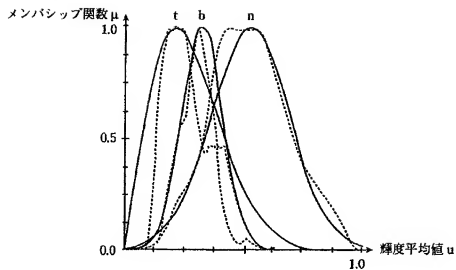
第1段階

【図9】

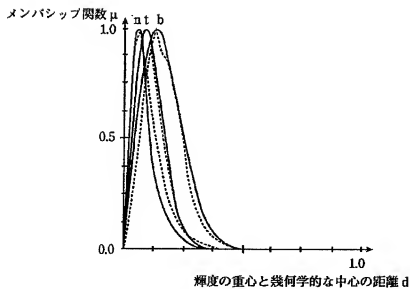
【図10】



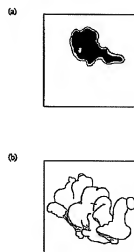
【図11】



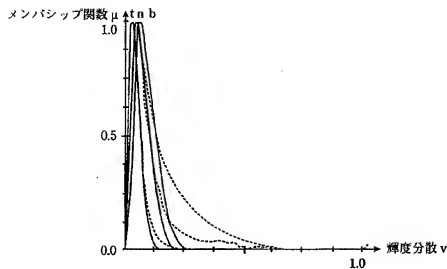
【図12】



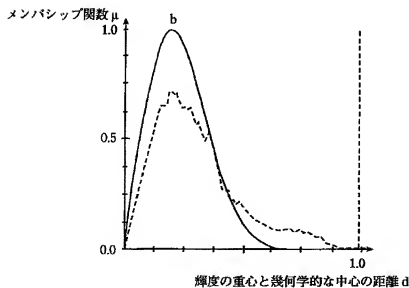
【図21】



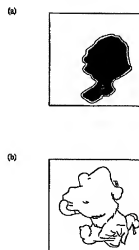
【図13】



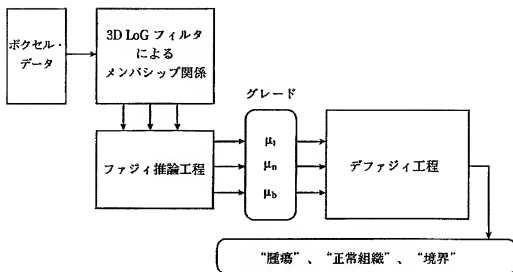
【図14】



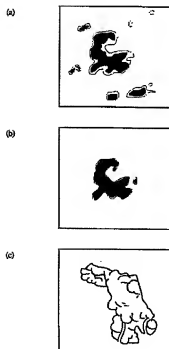
【図22】



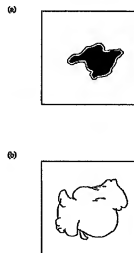
【図15】

第2段階

【図18】



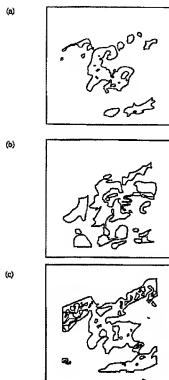
【図23】



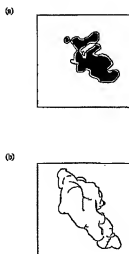
【図24】



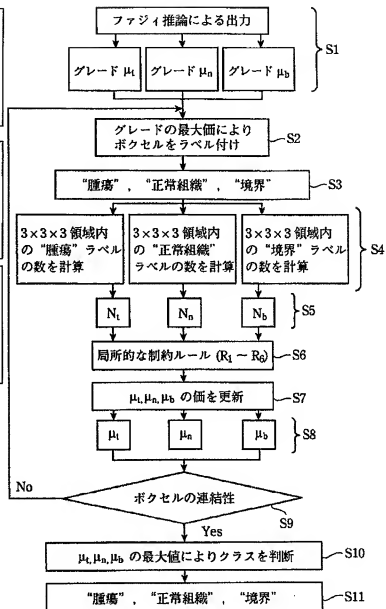
【図16】



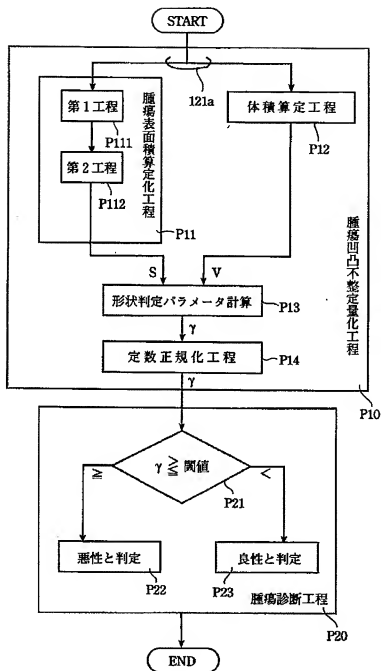
【図25】



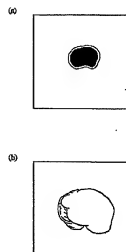
【図17】



【図19】



【図26】



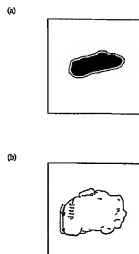
【図27】



【図20】

ケース	年 齢	大 き さ [cm]	症 状
(1)	77	1.2	悪性
(2)	76	0.9	悪性
(3)	42	1.2	悪性
(4)	32	1.5	悪性
(5)	44	0.8	悪性
(6)	65	1.5	悪性
(7)	61	1.0	悪性
(8)	70	1.1	悪性
(9)	52	1.7	悪性
(10)	70	1.1	悪性
(11)	65	1.0	悪性
(12)	74	1.8	悪性
(13)	49	1.0	悪性
(14)	51	1.2	悪性
(15)	45	1.5	悪性
(16)	59	1.6	悪性
(17)	49	0.7	良性
(18)	42	0.8	良性
(19)	49	0.5	良性
(20)	35	0.7	良性
(21)	27	0.6	良性
(22)	44	1.0	良性
(23)	56	1.3	良性
(24)	49	1.2	良性
(25)	35	0.9	良性
(26)	25	0.7	良性
(27)	43	0.9	良性

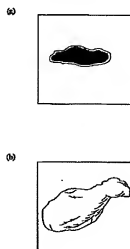
【図28】



【図29】



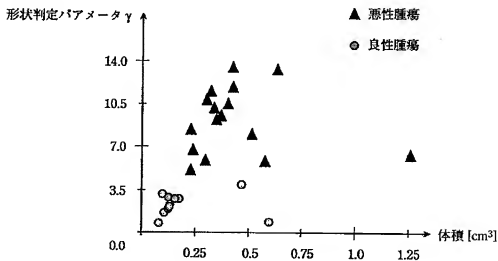
【図30】



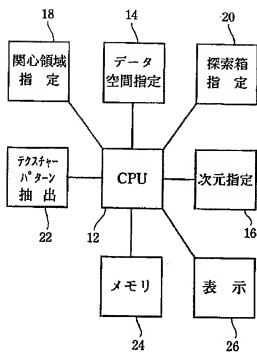
【図31】

ケース	年 齢	体積 [cm ³]	γ	症 状
(1)	77	0.35	7.78	悪性
(2)	76	0.25	6.88	悪性
(3)	42	0.28	4.92	悪性
(4)	32	0.38	9.43	悪性
(5)	44	0.21	7.89	悪性
(6)	65	0.66	12.8	悪性
(7)	61	0.37	8.79	悪性
(8)	70	0.21	4.36	悪性
(9)	52	1.27	5.34	悪性
(10)	70	0.38	13.1	悪性
(11)	65	0.28	10.6	悪性
(12)	74	0.45	9.35	悪性
(13)	49	0.33	8.98	悪性
(14)	51	0.29	9.25	悪性
(15)	45	0.51	7.14	悪性
(16)	59	0.56	4.59	悪性
(17)	49	0.11	3.13	悪性
(18)	42	0.13	3.29	良性
(19)	49	0.06	1.42	良性
(20)	35	0.08	1.89	良性
(21)	27	0.07	3.27	良性
(22)	44	0.47	3.89	良性
(23)	56	0.56	1.48	良性
(24)	49	0.13	2.95	良性
(25)	35	0.17	3.06	良性
(26)	25	0.12	2.68	良性
(27)	43	0.15	3.06	良性

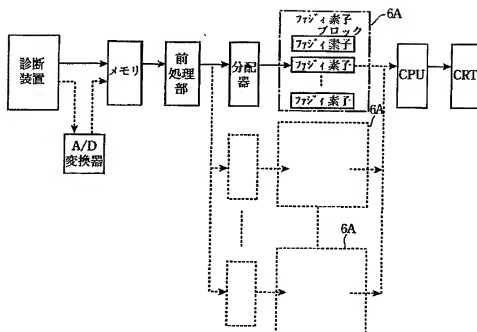
【図32】



【図33】



【図34】



[illegible]

(72)發明者 伊東 絃一

Fターム(参考)

4C096	AB36	AB42	AB50	AC10	DC16
	DC19	DC21	DC23	DC24	DC40
4C301	BB05	BB13	BB28	BB29	DD24
	DD30	EE11	EE13	EE14	EE15
	EE17	EE20	GD02	JC01	JC06
	JC08	JC20	KK08	KK24	



US006309353B1

(12) **United States Patent**
Cheng et al.

(10) Patent No.: **US 6,309,353 B1**
(45) Date of Patent: **Oct. 30, 2001**

(54) **METHODS AND APPARATUS FOR TUMOR DIAGNOSIS**

6,132,376 * 10/2000 Hossack et al. 600/443

FOREIGN PATENT DOCUMENTS

(75) Inventors: Xiangyong Cheng, Ishikawa; Iwaki Akiyama, Kanagawa; Kouichi Itoh, Tochigi, all of (JP)

5-123318 5/1993 (JP)

* cited by examiner

(73) Assignee: Mitani Sangyo Co., Ltd., Ishikawa (JP)

Primary Examiner—Marvin M. Lateef

Assistant Examiner—Maullu Patel

(*) Notice: Subject to any disclaimer, the term of this patent is extended or adjusted under 35 U.S.C. 154(b) by 0 days.

(74) Attorney, Agent, or Firm—McDermott, Will & Emery

(57) **ABSTRACT**

Method and apparatus for extraction of breast tumors from three-dimensional ultrasonic images obtained by interpolation of a series of cross sectional images. The method consists of two stages are disclosed. In the first stage a membership function is automatically generated by using an output of three dimensional LoG(Laplace of Gaussian) filtering for the voxel data. In the second stage, the membership function is used for a fuzzy logic based calculation to produce three grades of the voxel attributable to three classes of "tumor", "normal tissue" and "boundary". We then classify each voxel as one of the three classes by relaxation techniques. Also, a parameter for evaluation of the uneven complexity of the surface roughness using a ratio of the surface area over the volume is defined.

(21) Appl. No.: 09/246,727

(22) Filed: Feb. 9, 1999

(30) **Foreign Application Priority Data**

Oct. 27, 1998 (JP) 10-305420

(51) Int. Cl. A61B 8/01

(52) U.S. Cl. 600/437; 600/443

(58) Field of Search 600/443, 447, 600/446, 437, 444

(56) **References Cited**

U.S. PATENT DOCUMENTS

5,876,343 * 3/1999 Chen et al. 600/443

6 Claims, 17 Drawing Sheets

